



Titre: Biomécanique de joint du genou durant l'application des exercices à chaîne cinétique fermée (CKC)
Title:

Auteur: Malek Ben Ahmed Adouni
Author:

Date: 2009

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Adouni, M. B. A. (2009). Biomécanique de joint du genou durant l'application des exercices à chaîne cinétique fermée (CKC) [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/8422/>
Citation:

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/8422/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche:
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

BIOMÉCANIQUE DE JOINT DU GENOU DURANT L'APPLICATION DES
EXERCICES À CHAÎNE CINÉTIQUE FERMÉE (CKC)

MALEK BEN AHMED ADOUNI
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE MÉCANIQUE)

JUIN 2009



Library and Archives
Canada

Published Heritage
Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Direction du
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence
ISBN: 978-0-494-53889-0
Our file Notre référence
ISBN: 978-0-494-53889-0

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette mémoire intitulée:

BIOMÉCANIQUE DE JOINT DU GENOU DURANT L'APPLICATION DES
EXERCICES À CHAÎNE CINÉTIQUE FERMÉE (CKC)

présentée par: ADOUNI Malek Ben Ahmed

en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès sciences appliquées.

a été dûment acceptée par le jury d'examen constitué de:

M. BOUKHILI Rachid, Ph.D., président

M. SHIRAZI-ADL Aboulfazl, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. LAKIS Aouni A., Ph.D., membre

Dédicace

À mes parents

À mes frères et sœurs

À toutes les personnes qui j'aime

À mes amis

Remerciements

Je voudrais exprimer ma reconnaissance à tous ceux qui m'ont donné la possibilité pour accomplir ce mémoire.

Tout d'abord, je voudrais exprimer toute ma gratitude à mon Directeur de recherche, le professeur A. Shirazi-ADL, qui a été l'initiateur de ce projet. Je le remercie, sincèrement, pour les fructueuses discussions que nous avons eues et pour tout l'appui qu'il a manifesté tout au cours de ma maîtrise.

Je remercie également la mission universitaire de Tunisie en Amérique du Nord (MUTAN) et le conseil de recherches en sciences naturelles et en génie (CSRNG) pour leurs apports financiers à la réalisation de ladite étude.

Je tiens à adresser mes remerciements les plus profonds aux Messieurs Rachid Boukhili et Lakis Aouni A, deux professeurs au département de génie mécanique pour avoir accepté de faire partie du jury d'examen de ce mémoire.

Je voudrais remercier M.Z. Bendjaballah, de K.E. Moglo et de W. Mesfar, pour Leurs efforts antérieurs dans le développement du modèle de genou.

J'exprime aussi une grande gratitude à tous les membres de section de mécanique appliquée, particulièrement, Reza Shirazi et Abdelhak Olmane.

Résumé

Les gestions efficaces, non-opératoires et post-opératoires, des désordres affectant le joint du genou humain exigent des programmes de réhabilitation appropriés pour conduire les patients à un retour à la fonction presque normale du joint tout en renforcent les muscles du quadriceps et *hamstring*. Des efforts excessifs dans le cartilage, ménisque et les ligaments devraient être évités pour ne pas aggraver l'état du joint particulièrement après des dommages ou des reconstructions. Le choix d'un programme optimal d'exercice dépend d'une connaissance appropriée de la biomécanique du joint du genou dans diverses configurations d'exercice de réadaptation. Les entraînements sportifs se tiennent également pour tirer bénéfice d'une telle amélioration sur la biomécanique fonctionnelle du joint.

Les exercices à chaîne cinétique ouverte (*Open Kinetic Chain, OKC*) activent à la fois un seul groupe de muscle pour des buts de renforcement et d'évaluation; l'exercice d'extension active les muscles de quadriceps tandis que l'exercice de flexion active les muscles de *hamstring*. En revanche, les exercices à chaînes cinétiques fermées (*Closed Kinetic Chain, CKC*) dans le *squat* et la pression de jambe produisent une force importante de réaction au pied ; impliquant, ainsi, la coordination de multi-joints (hanche, genou, pieds) et favorisant une co-activité des muscles de quadriceps et *hamstring*. Par conséquent, les exercices d'OKC et de CKC, ont des activités de muscle distinctes, causant une réponse différente de joint concernant des forces de ligament et des efforts de contact.

En l'absence des études détaillées et dans la suite de nos simulations antérieures d'OKC en flexion et en extension, ce travail vise l'utilisation d'un modèle 3D validé d'articulation du genou. Le modèle est composé de trois structures osseuses et leurs cartilages articulaire, ménisque, principaux ligaments, tendon patellaire, les muscles du quadriceps et *hamstring*. Les analyses actuelles sont exécutées dans des conditions aux rives les plus stables et les plus proches au cas réel pour différents angles de flexions. Le fémur est fixe tandis que le tibia et la rotule

sont laissés complètement libres excepté l'angle tibial de flexion qui est prescrit. Les ligaments sont définis comme des éléments uniaxiaux et avec des différentes pré-tensions ainsi qu'un comportement non linéaire en tension de matériaux (sans résistance en compression). Les couches articulaires du cartilage couvrant les corps rigides osseux sont considérées isotrope homogène, tandis que le ménisque est défini comme un matériau composite avec des renforts fibres non linéaires de collagène dans les deux directions circonférentielle et radiale. Après l'action de pré-tensions ligamentaires, le tibia subit une action de flexion d'une manière successive à des nouvelles positions sur une plage de flexion qui varie entre 20° et 90° par un incrément de 10° . Une force de réaction verticale de 303.3 N est appliquée sur le tibia à un bras de levier sagittal afin de produire le moment du joint désiré rapporter pour les sujets femelles pendant les exercices de *squat*. À chaque angle de flexion, on cherche alors des forces de quadriceps qui équilibrent ces moments. Les analyses non linéaires sont exécutées utilisant ABAQUS 6.7. ®

Dans le cas de référence (cas *a*), une force de réaction verticale de 303.3 N placée au pied dans le plan sagittal, afin de produire un moment au niveau du joint du genou qui augmente de 14.59 N.m à 20° jusqu'à 59.4 N.m à 90° de flexion. Un chargement par un moment sagittal fléchisseur pur a été également considéré (cas *b*). Dans le cas (*c*), tenant compte d'un poids de 300 N dans les mains, une force de réaction plus grande de 453.31 N est appliquée à chaque pied avec le même bras de levier aux angles 20° et 90° du joint. L'impact de 10% de co-activité du *hamstring* sur la réponse du joint du genou était examiné dans le cas (*d*) dans des angles bien définis à 30° et 50° . Finalement à 90° de flexion du joint du genou et sous le même moment que dans le cas de référence (*a*), les orientations fémoral et tibial sont changés de 45° et 45° à 60° et 30° (cas *e*) ou à 75° et 15° (cas *f*), respectivement.

La force totale des muscles de quadriceps augmente considérablement avec la flexion du genou atteignant un maximum de 5560 N à 90° dans le cas (*c*). Cette dernière accroît considérablement en présence de charge dans les deux mains et la

co-activité des muscles du *hamstring*. Les mêmes tendances sont calculées pour la force de ligament patellaire (tendon patellaire TP) où elle augmente avec la flexion à 1575 N et atteint une valeur maximale de 2312 N à 90° dans le cas (a) et le cas (c), respectivement. Le ratio de la force du ligament patellaire par rapport au forces de quadriceps est presque le même pour tous les cas et diminue considérablement de 0.95 à 0.39 avec l'augmentation de la flexion du joint du genou de 20° à 90°. Le bras de levier effectif du joint, estimé comme le rapport du moment au niveau du joint à la force du ligament patellaire (tendon patellaire), diminue avec la flexion du joint du genou de 51.7mm à 38.7mm (cas a). De petites forces dans le ligament croisé antérieur (LCA) (46 N à 20 °) ont été calculé, ces dernières disparaissent a des angles de flexion >50°. Les forces dans le ligament croisé postérieur (<20 N), ligament collatérale médiale (<50 N) et ligament collatérale latérale (<35 N) restent également insignifiantes. La force du contact total du joint tibiofémoral (TF) augmente nettement avec la flexion du genou de 598 N à 20° jusqu'à 1689 N à 90° dans le cas (a) et atteint son max de 2507 N à 90° dans le cas (c) (>4 fois le poids du corps entier). De même, une force totale de contact patellofémoral (PF) augmenterait considérablement avec la flexion atteignant une valeur maximale de 5676 N au cas (c) à 90° (>9 fois le poids corporel). Semblable aux aires de contact, les pressions moyenne/maximales du contact TF augmentent de manière significative avec la flexion du genou dans tous les cas de chargement atteignant des valeurs maximales à 90° de 2.2/10.9, 2.86/12.12 MPa dans les cas (a) et (c), respectivement. De même, les pressions moyennes/maximales du contact PF augmentent proportionnellement avec des valeurs maximales à 90° de 8.7/ 14.4 et 11.1/ 18.99 MPa, respectivement, dans le cas (a) et (c).

La corroboration des résultats mesurés et calculés est en accord avec des études précédentes. La diminution citée précédemment du bras de levier avec la flexion de joint indique que le muscle du quadriceps est plus efficace aux angles de flexion faible contrairement au *hamstring* qui est plus efficace aux angles de flexion élevé. L'évaluation de petites forces dans les ligaments croisés préconise l'utilisation

des exercices squat à tous angles de flexion et charges externes. En revanche, les grands efforts de contact, particulièrement au joint patellofémoral, qui approchent le seuil d'échec de cartilage dans la compression suggère d'éviter l'application d'exercice de *squat* à des angles de flexion, de moment du joint et de poids dans des mains élevée. Dans une comparaison basée sur nos premiers résultats, l'utilisation des exercices de flexion (OKC) suite à une reconstruction ou dommages du LCP est recommandée seulement à des pleines extensions avec des petites forces résistantes, tandis que l'utilisation des exercices d'extension (OKC) suite à une reconstruction ou dommages de LCA devrait être évitée à pleine extension et aux forces résistantes importantes. Les résultats actuels sont utiles dans l'évaluation et la conception complètes des régimes d'exercice tenant compte des thérapies efficaces et des formations d'exercice impliquant le risque minimal à divers composantes du genou humain.

Abstract

Effective non-operative and post-operative managements of knee joint disorders demand appropriate rehabilitation programs to restore joint near-normal function while conditioning quadriceps and hamstrings muscles. Excessive stresses in cartilage/menisci and forces in ligaments should, however, be avoided in order not to exacerbate joint condition especially after an injury or reconstruction. Selection of an optimal exercise program depends on a sound knowledge of joint biomechanics in various exercise configurations. Athletic trainings stand also to benefit from improved understandings of joint response.

The open-kinetic-chain (OKC) exercises isolate specific muscle groups for strengthening and evaluation purposes; leg-extension recruits quadriceps whereas leg-flexion activates hamstrings. In contrast, closed-kinetic-chain (CKC) exercises in squat and leg press generate a large reaction force at foot (i.e., weight bearing) and involve multi-joints coordination working on both quadriceps and hamstrings muscles. The OKC and CKC exercises, hence, cause distinct muscle activities, ligament forces and articular contact stresses.

In the absence of earlier detailed model studies and in continuation of our OKC flexion and extension simulations, this work aimed to perform a detailed computational model study. To do so, a complex, validated 3D knee joint model consisting of three bony structures and their articular cartilage layers, menisci, principal ligaments, patellar tendon, hamstrings and quadriceps muscle groups is used. For unconstrained boundary conditions, the femur is fixed while the tibia and patella are left free except in flexion that is prescribed. Ligaments are modeled by uniaxial elements with different prestrains and nonlinear properties (no compression). Cartilage layers are isotropic elastic whereas menisci are composite with collagen fibrils in radial/circumferential directions. After the application of ligament pre-strains, the tibia is flexed at an interval of 10° from 20° to 90° . Reaction force of 303.3 N (half a female body weight of 61.9 kg) is applied at foot at a sagittal

lever arm generating moments reported in female subjects during squatting. At each flexion angle, quadriceps forces are then sought that counterbalance these moments. Nonlinear analyses are performed using ABAQUS 6.7 program.

In the reference case (a) with identical femoral and tibial orientations, vertical reaction force of 303.3 N at foot generates knee joint moments increasing from 14.59 Nm at 20° to 59.4 Nm at 90°. Similar cases but subjected to idealized pure moments with no reaction force (case b) are also considered. In case c, greater reaction force of 453.3 N (i.e., in presence of a 300 N in hands) at the same lever arms is applied at 20° and 90°. The role of 10% coactivity in hamstrings (178 N) is also investigated in case d at 20° and 50°. Finally at 90° and under the same moments as in case a, tibial and femoral orientations are altered from 45°-45° to either 60°-30° (case e) or to 75°-15° with 400 N load added in hands (case f).

Total force in quadriceps muscles substantially increase with flexion and joint moment reaching peak of 5560 N in the case c. They increase with loads in hands and hamstrings coactivity. Same trends are computed for patellar tendon (PT) force where it increases with flexion to 1575 N in case (a) and 2312 N in case c. The ratio of PT force to quadriceps force diminishes in all cases from ~0.95 to 0.40 as joint flexes from 20° to 90°. The effective lever arm estimated as the ratio of joint moment to PT force diminishes with joint flexion from 51.7 mm to 38.7 mm (case a). Small anterior cruciate (ACL) forces (<46 N, except in pure moment case b that reaches 141 N at 60°) are computed that disappear at flexions >50°. The posterior cruciate (PCL) (<20 N) as well as the medial collateral (MCL) (<50 N) and lateral collateral (LCL) (<35 N) ligament forces remain also small. The tibiofemoral (TF) contact force increases markedly with flexion from 598 N at 20° to 1689 N at 90° in case a and peak of 2507 N (>4 times body weight) at 90° in case c. Similarly, the patellofemoral (PF) contact forces increase substantially with flexion reaching peak force of 5677 N (>9 times body weight) in case c at 90°. Similar to contact areas, the average/peak TF contact pressures significantly increase with flexion in all cases

reaching maximum at 90° of 2.2/10.9MPa and 2.86/12.1MPa in cases a and c, respectively. Similarly, average/peak PF contact pressures increase with flexion reaching maximum at 90° of 8.7/14.4MPa and 11.1/18.99 MPa, respectively in cases a and c.

Predictions are in agreement with results of earlier model and experimental studies. The drop in extensor lever arm with flexion indicates that quadriceps, in contrast to hamstrings, are much more efficient in resisting moments at smaller flexion angles. Estimation of small ACL/PCL forces in various CKC exercises with and without loads in hands advocate the use of squat exercises at all joint angles and external loads in post-ligament injury and reconstruction periods. In contrast, however, large contact stresses especially at the PF joint, that approach the cartilage failure threshold in compression calls for care in avoiding squats at greater flexion angles, joint moments and load in hands. In comparison and based on our earlier results, use of OKC flexion exercises in post-PCL reconstruction/injury period is supported only at near full extension positions with small resistant forces while use of OKC extension exercises in post-ACL reconstruction/injury periods should be avoided at near full extension and large resistant forces. Current results are helpful in comprehensive evaluation and design of exercise regimens allowing for effective exercise therapies and trainings involving minimal risk to various components.

Table des matières

Dédicace.....	iv
Remerciements	v
Résumé.....	vi
Abstract.....	x
Table des matières	xiii
Liste des figures.....	xv
Liste d'abréviations.....	xxii
Introduction.....	1
Chapitre1 : Anatomie du genou	4
1.1 Cartilage	5
1.2 Ménisque	7
1.3 Ligaments	9
1.4 Le mécanisme extenseur	12
1.5 Le muscle du hamstring	15
Chapitre2 : Revue bibliographique.....	17
2.1 Exercices de réadaptation.....	17
2.1.1 Les exercices à chaînes cinétiques fermées (CKC).....	18
2.1.2 Les exercices à chaînes cinétiques ouvertes (OKC)	19
2.2 Etudes Expérimentales	19
2.2.1 Activation des muscles	19
2.2.2 Réponse de jointure tibiofémoral et patellofémoral.....	23
2.3 Etudes théoriques.....	31

2.4 But de la recherche.....	41
Chapitre3 : Méthode	44
3.1 Modèle des éléments finis	44
3.2 Simulations	49
Chapitre 4 : Résultats.....	54
4.1 Cinématique de joint du genou	54
4.1.1 Cinématique du joint tibiofémoral	54
4.1.2 Cinématique du joint patellofémoral.....	55
4.2 -Distribution de charge.....	55
4.2.1 Mécanisme extenseur	55
4.2.2 Forces ligamentaires.....	56
4.2.3 Contact.....	56
Chapitre 5 : Discussion	76
5.1 Cinématique de joint du genou	76
5.2 Distribution de charge	77
5.2 Conclusion.....	81
Références.....	82
Annexe	92

Liste des figures

Figure.1. 1 : Principaux éléments constituant l'articulation du genou humain, ligaments croisés antérieur (LCA) et postérieur (LCP), ligaments collatéraux médial (LCM) et latéral (LCL), ménisque, rotule, fémur et tibia.....	4
Figure.1. 2: Cartilage articulaire du fémur, tibia et rotule.	5
Figure.1. 3: Principaux zones constituant le cartilage articulaire.....	7
Figure.1. 4: Présentation du ménisque interne (Medial meniscus) et externe (Lateral meniscus).	8
Figure.1. 5: Courbe contrainte-déformation pour les ligaments principaux, ligaments croisés antérieur (ACL) et postérieur (PCL), ligaments collatéraux médial (MCL) et latéral (LCL), et le tendon rotulien(PT) (Butler et al., 1986).....	11
Figure.1. 6: ligaments principaux constituant l'articulation du genou, ligaments croisés antérieur (LCA) et postérieur (LCP), ligaments collatéraux médial (LCM) et latéral (LCL),	12
Figure.1. 7: Présentation du mécanisme extenseur, Rotule, Tendon de quadriceps, Tendon rotulien, Retinaculum patellaire, Bande iliotibiale, Rectus femoris (RF), Vastus medialis (VM), et Vastus lateralis (VL)	15
Figure.1. 8: Présentation du muscle du <i>hamstring</i>	16
Figure. 2. 1: Les exercices à chaînes cinétiques ouvertes (Open Kinetic Chain, OKC) illustrés dans les travaux de Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2008a ; 2008b) ..	18
Figure. 2. 2: Présentation de test de compression illustré dans les travaux de (Markolf et al., 1981).....	25
Figure. 2. 3 : Implantation de capteur d'effet de Hall sur la partie antéro-médiale de LCA dans les travaux de Beynnon et al. (Beynnon et al., 1997).	25
Figure. 2. 4: Présentation du modèle expérimental employé pour modéliser l'exercice du <i>squat</i> dans les travaux de Singerman et al. (Singerman et al. 1995 et 1999).	27

Figure. 2. 5: modèle expérimental employé pour modéliser l'exercice du <i>squat</i> dans les travaux de More et <i>al.</i> (More et <i>al.</i> , 1993).....	28
Figure. 2. 6: Test expérimental d'extension du genou (Grood et <i>al.</i> , 1984).....	30
Figure. 2. 7: Test expérimental de flexion du genou (Grood et <i>al.</i> , 1988).	30
Figure. 2. 8: Le modèle théorique d'Escamilla et <i>al.</i> (Escamilla et <i>al.</i> , 1998, 2000,2001).	35
Figure. 2. 9: Présentation dans le plan sagittale du modèle théorique de Denham et Bishop, (Denham et Bishop, 1978).	36
Figure. 2. 10: Vue sagittale et frontale des différents éléments qui agissent sur le joint du genou (muscles de quadriceps et <i>hamstring</i>) (Smith et <i>al.</i> , 2007).	36
Figure. 2. 11: Présentation la plus raffiné des muscles entourant le joint du genou dans le plan sagittal (Toutoungi et <i>al.</i> , 1999).....	37
Figure. 2. 12: Modèle théorique simulant l'exercice du <i>squat</i> en tenant compte de quatre ligaments principaux (ACL, PCL, LCL, MCL) (Shelburne et <i>al.</i> , (1997, 2002))......	37
Figure. 2. 13 : les Modèles patellofémoral de Cohen et <i>al.</i> (Cohen et <i>al.</i> , 2001)	39
Figure. 2. 14: Présentation de modèle d'éléments finis employé dans le travail de Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2008b) pour simuler l'exercice d'OKC-F.....	40
Figure. 2. 15: Présentation de modèle d'éléments finis employé dans le travail de Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2008a) pour simuler l'exercice d'OKC-E.....	40
 Figure. 3. 1: Le modèle d'éléments finis d'articulation du genou montrant le cartilage, ménisque, ligaments, tendon patellaire (TP), bloque des muscles de quadriceps. Les structures osseuses sont assumé rigides et non montrés. Les composantes de quadriceps sont VMO : vastus medialis obliquus, RF : rectus femoris, VIM : vastus intermidus medialis, et VL : vastus lateralis. Les composants de hamstring sont le BF : biceps femoris, SM : semimembranous et le TRIPOD composé par SR : Sartorius, GR : Gracilis et ST : Semitendineux, LPFL : ligament patellofémoral latéral, MPFL : ligament patellofémoral médial.....	46

Figure. 3. 2: Une vue antérieur-latéral (Coté gauche) du ménisque et cartilage articulaire et une vue antérieure (coté droit) de modèle d'éléments finis d'articulation du genou.....	47
Figure. 3. 3: La courbe de contrainte-déformation pour différentes ligaments constitue le modèle et tendon patellaire TP. Ligament croisé antérieur (LCA), ligaments collatérales médial (LCM) et latéral (LCL) et le ligament croisé postérieur (LCP) avec la partie antérieur (aLCP) et postérieur (pLCP) et les deux ligaments fémoro-patellaires (MPFL pour « <i>Medial Patellofémoral Ligament</i> » et LPFL pour« <i>Lateral Patellofémoral Ligament</i> »).....	48
Figure. 3. 4: Les cas de chargement Simulés, (a) le cas de référence avec des angles et des moments produits inscrits dans le tableau, (b) le cas de moment pur avec des angles et des moments inscrits dans le tableau, (c) une charge supplémentaire de 300N dans les mains à 20° et 90° avec la force de réaction (le moment) montré dans la figure, (d) co-activation du <i>hamstring</i> de 10 % (178N) à 30° et 50° avec la force de réaction (le moment) montré, (e) le changement de l'orientation de fémur et tibia à 90° de flexion de 45°-45° à 30°-60° avec la Force de réaction (le moment) montrée, et (f) le changement de l'orientation de fémur-tibia à 90° de flexion de 45°-45° à 15°-75° avec une charge supplémentaires de 400 N dans les mains et la réaction (le moment) montré.....	52
Figure. 3. 5: Présentation de modèle des éléments finis Simule l'exercice CKC- <i>Squat</i>	53

Figure. 4. 1 : les translations Tibiale antérieure et postérieure calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).....	59
Figure. 4. 2 : les translations Tibiale médiale et latérale calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).....	59

Figure. 4. 3 : les translations Tibial proximale et distale calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).....	60
Figure. 4. 4 : les rotations Tibiale interne et externe calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).....	60
Figure. 4. 5 : les rotations Tibiale varus et valgus calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).....	61
Figure. 4. 6 : les Translations patellaire proximale et distale calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).....	61
Figure. 4. 7 : les translations patellaire médiale et latérale calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).....	62
Figure. 4. 8 : les translations patellaire antérieure et postérieure calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).....	62
Figure. 4. 9 : les rotations patellaire extension et flexion calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).....	63
Figure. 4. 10 : les rotations patellaire Rotation (Médial -Latéral) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).....	63
Figure. 4. 11: les rotations patellaire tilt (interne-externe) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).....	64
Figure. 4. 12 : Les forces de quadriceps calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails). Le rapport au poids corporel est également montré (axe droite).....	64

Figure. 4. 13 : Les forces de tendon patellaire (PT) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).....	65
Figure. 4. 14 : Le ratio de tendon patellaire (TP) par rapport au force de quadriceps (FQ) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).	65
Figure. 4. 15 : Le bras de levier effectif calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).....	66
Figure. 4. 16 : Les forces de ligament croisé antérieur (LCA) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).....	66
Figure. 4. 17 : Les forces de ligament croisé postérieur (LCP) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).....	67
Figure. 4. 18 : Les forces de ligament collatérale médial (LCM) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).....	67
Figure. 4. 19 : Les forces de ligament collatérale latéral (LCL) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).....	68
Figure. 4. 20 : La composante inférieure-supérieure de force de contact patellofémoral (PF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).....	68
Figure. 4. 21: La composante médiale-latérale de force de contact patellofémoral (PF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).	69
Figure. 4. 22: La composante de compression (axiale) de forces de contact patellofémoral (PF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).....	69

Figure. 4. 23: La composante médiale-latérale de forces de contact tibiofémoral (TF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).	70
Figure. 4. 24: La composante antérieure-postérieure de force de contact tibiofémoral (TF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).	70
Figure. 4. 25 : La composante de compression (axiale) de force de contact tibiofémoral (TF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).	71
Figure. 4. 26 : Les forces de contact tibiofémoral (TF) total calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).	71
Figure. 4. 27 : Les forces de contact patellofémoral (PF) total calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).	72
Figure. 4. 28 : L'aire de contact tibiofémoral (TF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).	72
Figure. 4. 29: L'aire de contact patellofémoral (PF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).	73
Figure. 4. 30: La pression moyenne de contact tibiofémoral (TF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).	73
Figure. 4. 31: La pression moyenne de contact patellofémoral (PF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).	74
Figure. 4. 32: La pression maximale de contact tibiofémoral (TF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).	74

Figure. 4. 33: La pression maximale de contact patellofémoral (PF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails)..... 75

Liste d'abréviations

BF : biceps femoris

FQ : force du Quadriceps

LCA : ligament croisé antérieur

LCP : ligament croisé postérieur

LCM : ligament collatérale médial

LCL : ligaments collatérale latéral

LPFL : *Lateral Patellofémoral Ligament*

MPFL : *Medial Patellofémoral Ligament*

RF/VIM : rectus femoris-vastus intermidus medialis

SM : semimembranosus

TP : tendon patellaire

TRIPOD : sartorius-gracilissemittendinosus

VL : vastus lateralis

VMO : vastus medialis obliquus

Introduction

La modélisation des exercices de réadaptation est parmi les problèmes les plus importants dans le domaine de l'orthopédie et la médecine. Le nombre élevé des études effectuées dans le domaine démontre l'efficacité de l'exercice de réadaptation dans la reproduction de fonction normale suite à une altération inattendue. Le phénomène d'exercice de réadaptation est appliqué suite à une blessure non sévère (non-opérative) ou bien, suite à une intervention chirurgicale (post-opérative). La chirurgie dans le traitement de ce type de blessure est l'une des procédures les plus complexes et la réadaptation physique est essentielle à un rétablissement complet. Afin qu'on puisse atteindre les objectifs totales de la chirurgie, il faut prendre la propriété du processus du travail de réadaptation diligemment tout seul, aussi bien qu'avec notre thérapeute physique, pour réaliser des résultats cliniques et fonctionnels optimaux.

En raison de sa structure complexe et de sa capacité élevée supportant le poids du corps humain, le genou est l'articulation la plus souvent blessée. Chaque année aux États-Unis, plus de 10,8 millions de personnes visitent les chirurgiens orthopédiques pour les problèmes au genou. L'emplacement anatomique a été dans la plus part des cas la principale cause de ces visites. L'arthroplastie totale du genou (*totale knee replacement*) représente parfois le seul traitement de certaines pathologies affectant le genou humain. Le nombre des ces opérations ne cesse d'augmenter, il a atteint une augmentation de 43% aux États-Unis et 32% au Canada entre les années 1998 et 2003. Le cout total d'hospitalisations de ce type d'opérations augmente de 4.46 milliards de dollars entre 1998 et 2003 montrant un énorme enjeu économique et social lié à ce type d'opération. (*American Academy of Orthopaedic Surgeons - AAOS*), (ICIS, 2003). Concernant les problèmes de blessure dans le ligament croisé antérieur, l'association orthopédique américaine (*American Orthopaedic Association, AOS*) a rapportée que chaque année environ 95000 personnes avaient de blessure de ligament croisé antérieur dont 50000 interventions chirurgicales sont effectuées pour la réparation

de ce ligament. Ceci montre bien que les pathologies sont assez nombreuses au niveau de genou humain et le traitement nécessite parfois une intervention chirurgicale soit pour réparer ou bien pour implanter. Ce qui met en évidence des objectifs fixes pour assurer une réadaptation correcte du genou humain, cet objectif commence par le contrôle de la douleur et l'augmentation de l'amplitude du mouvement, ensuite augmenter la force, améliorer l'équilibre et pratiquer des exercices techniques comme l'exercice à chaîne cinétique fermée (*Closed-Kinetic Chain Exercise*, CKC) et l'exercice à chaîne cinétique ouverte (*Open-Kinetic Chain Exercise*, OKC), et on finira par un retour à une formation complète, pour les athlètes.

Le comportement biomécanique du genou humain était parmi les conditions nécessaires dans la compréhension des mécanismes physio-biologiques qui entraînent des anomalies suite aux sollicitations mécanique durant l'application de l'exercice de réadaptation. Plusieurs études expérimentales ont été effectuées afin de mieux comprendre le comportement biomécanique et le fonctionnement du genou ainsi que le comportement mécanique de tissu que le constitue. Avec le progrès de ce type d'étude, un grand pas a été effectué dans le développement de modèle théorique qui décrit fidèlement le genou humain au cours d'exécutions des applications des réadaptations. Ces derniers offrent avec l'étude expérimentale des idées claires concernant la prévention des blessures et la dégénérescence des composants du genou et assiste la prise de décisions en ce qui concerne le traitement et la réadaptation.

Dans ce contexte, notre étude propose de modéliser le joint du genou humain durant l'application d'exercice à chaîne cinétique fermée (CKC-Squat), avec un modèle des éléments finis assez complet. Cette étude est la continuation de travaux de Mesfar et Shirazi (2008a ; 2008b) qui ont étudié le comportement de genou humain durant l'application d'exercice à chaîne cinétique ouverte en extension et en flexion (OKCE et OKCF).

Ce mémoire est reparti en cinq principaux chapitres qui sont organisé de la manière suivante :

- Un chapitre décrivant l'anatomie fonctionnelle du genou, ainsi le muscle de quadriceps et *hamstring* ;
- un chapitre de revue de littérature consacré à la présentation des travaux expérimentaux et théoriques qui ont pris comme sujet l'étude du genou humain durant l'application d'exercices de réadaptation ;
- un chapitre qui présente le modèle des éléments finis et la technique employée pour simuler les différent cas de nos analyses ;
- un chapitre réservé à la présentation des résultats obtenus par la méthode des éléments finis de notre modèle ;
- enfin, un chapitre des discussions des résultats obtenus et de conclusion et recommandations tirés à la fin de ce chapitre.

Dans les chapitres suivants nous allons présenter une tentative pour couvrir l'aspect anatomique du genou humain et la modélisation des exercices de réadaptations, en se basant sur la bibliographie dans le domaine biomécanique.

Chapitre1

Anatomie du genou

Le genou est l'articulation qui relie la partie haute avec la partie basse de la jambe. Il s'agit d'un complexe articulaire constitué de deux jointures : tibiofémoral (jointure entre le fémur et le tibia) et patellafémoral (jointure entre le fémur et la rotule). Les trois segments osseux qui sont le fémur, le tibia et la rotule sont recouverts d'un épais cartilage qui sert de surface d'articulation. Ces surfaces ne sont pas entièrement en contact dans le cas de l'articulation tibiofémoral, un ménisque est interposé. Tous sont maintenus par les ligaments et mis en mouvement par l'intermédiaire des tendons qui transmettent les forces musculaires. Les mouvements du genou sont essentiellement des mouvements de flexion et des mouvements d'extension, s'y associent des rotations dans les autres plans. L'enjeu de cette articulation est d'être mobile tout en restant stable. On peut résumer les principales composantes de l'articulation comme suit (Fig. 1.1) :

Tissus mous : cartilages, ménisque, et ligament.

Tissus dure (parties osseuses) : Fémur, tibia et rotule.

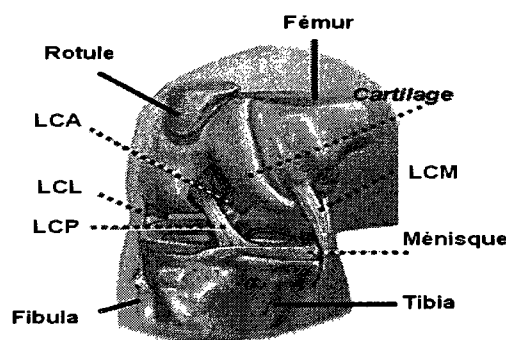


Figure.1. 1 : Principaux éléments constituant l'articulation du genou humain, ligaments croisés antérieur (LCA) et postérieur (LCP), ligaments collatéraux médial (LCM) et latéral (LCL), ménisque, rotule, fémur et tibia.

(<http://health.allrefer.com/health/knee-arthroscopy-knee-arthroscopy-series.html>)

1.1 Cartilage

La surface distale du fémur, postérieure de la rotule et le plateau tibial sont tous couverts de cartilage articulaire. Celui-ci offre une surface fermée, lisse et de coefficient de frottement très faible qui facilite les mouvements du genou durant leur activité. Le cartilage articulaire normale apparaît blanc, brillant et légèrement diaphane, caractérisé par une épaisseur variable le long de la surface osseuse (1-7mm) et un indice de réfraction assez élevée dû à sa richesse en protéoglycannes qui va rendre invisible les fibres de collagène d'où son qualificatif d'hyalin (Fig. 1.2).

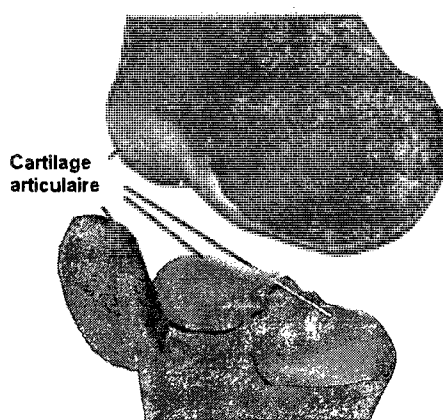


Figure.1. 2: Cartilage articulaire du fémur, tibia et rotule.

(www.eorthopod.com)

La structure du cartilage articulaire a suscité considérablement l'attention de chercheurs depuis l'année 1743 (Hunter, 1743). La plupart des recherches effectuées sur cette substance montrent que sa composition principale est constituée par la matrice extracellulaire et les chondrocytes. Les principales composantes de cette matrice sont des fibres de collagène (principalement de type II), protéoglycannes et l'eau, dispersées avec des différentes proportions, 50-73% (de son poids sec), 15-30% (de son poids sec) et 58-78% (de son poids) (Frank et

al., 1990 ; Akizuki *et al.*, 1986; Mow *et al.*, 1980; Broom & Marra, 1986; Clarke, 1974).

Les compositions et la structure du cartilage articulaire varient selon la profondeur. Beaucoup d'études histologiques et mécaniques montrent que le cartilage est constitué de quatre zones différentes, leur organisation joue un rôle très important dans le système de chargement du cartilage. Ces quatre (04) zones sont :

- La zone superficielle : elle représente 5-10% de la hauteur totale du cartilage et elle est en contact direct avec le liquide synovial qui sert comme une surface de glissement ; la partie profonde de cette zone contient des chondrocytes plats et ellipsoïdaux disposés parallèlement à la surface articulaire. Les fibres de collagène sont orientées d'une manière parallèle à la surface articulaire (Fig. 1.3).
- La zone de transition : elle représente la deuxième couche du cartilage articulaire où les fibres de collagène sont orientées d'une manière aléatoires et moins denses que la première couche, leur épaisseur varie entre 40 et 45% de l'épaisseur totale (Fig. 1.3).
- La zone profonde du cartilage : les fibres de collagène sont orientées perpendiculairement à la surface articulaire, de même le chondrocytes est sous forme de colonnes orientées dans la même direction que les fibres. Elle représente 40 à 45% de hauteur totale du cartilage articulaire (Fig1.2).
- La zone calcifiée : c'est la zone la plus rigide du cartilage articulaire et qui est en contact directe avec la plaque osseuse, représente 5 à 10% de hauteur du cartilage (Fig. 1.3).

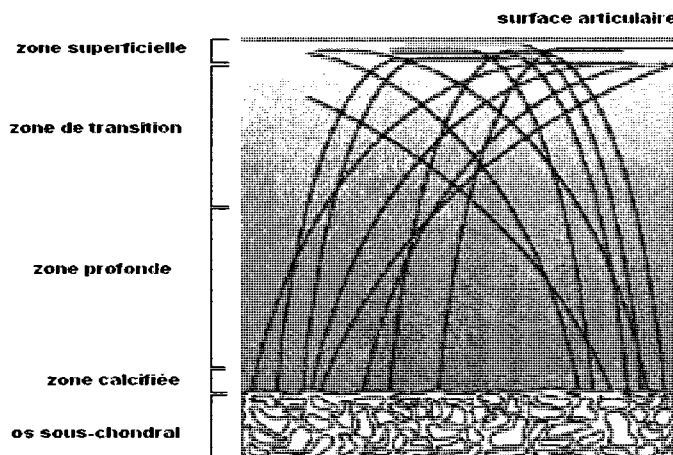


Figure.1. 3: Principaux zones constituant le cartilage articulaire.

(www.luotain.uku.fi)

Des études expérimentales qui ont été effectuées, pour modéliser mécaniquement la réponse à court terme (élasto-statiques) du cartilage articulaire sous différents chargements, donnent une estimation du module élastique qui varie de 2.3 à 12MPa et 4.2MPa, 0.42 pour le module de cisaillement et le coefficient du poisson. (Frank et *al.*, 1990).

1.2 Ménisque

Le ménisque est un fibrocartilages à une forme semi-lunaire dont la section est triangulaire caractérisé par un réseau des fibres très dense et flexible et qui possède quatre rôles principaux qui sont : la transmission et l'amortissement des forces, ainsi que la stabilité et la lubrification de l'articulation. Concernant la transmission de charges, Spilker et Donzelli (Spilker et Donzelli 1992) ont montré qu'au moins 50% de forces sont transmises par le ménisque durant le mode de chargement en compression du genou. Son rôle d'amortissement est lié à la composition biphasique et aux capacités viscoélastiques, où le fluage et la relaxation jouent un rôle très important. La stabilité des ménisques est liée à sa forme concave ; leurs propriétés mécaniques lui permettent une large flexibilité

d'adaptions avec la forme du condyle et de plateau tibiale. Alors que le rôle de lubrification est dû à une extrusion de liquide lors du chargement en compression des ménisques.

Deux ménisques constituent l'articulation du genou humain. L'un interne (*Medial meniscus*) qui est caractérisé par une forme en C et fixé sur le plateau tibial par ses deux cornes antérieur et postérieur avec deux petits ligaments. Le deuxième est défini par le ménisque externe (*Lateral meniscus*) qui possède une forme en O, sa partie postérieure et antérieure est à peu près symétrique. Sa forme crée une cavité supportant mieux le condyle externe, et qui est immobilisé par ses cornes par des petits ligaments antérieurs et postérieurs (Fig. 1.4).

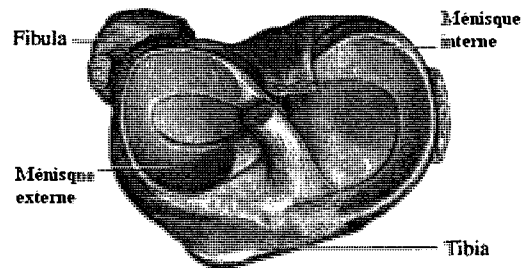


Figure.1. 4: Présentation du ménisque interne (*Medial meniscus*) et externe (*Lateral meniscus*).

(www.Biokineticist.com)

Du point de vue composition, les ménisques sont des fibrocartilages similaire à celles du cartilage articulaire, dont la composition principale est constituée d'eau (60 à 80% de sont poids) et de réseau des fibres de collagène (principalement de type I) qui représente 60 a 70% du poids sec de ménisque avec de cellules (fibroblastes et chondrocytes) et de matrice extracellulaires de molécule de protéoglycannes (1-2% de poids sec), glycoprotéines et élastine (Adams et *al.*, 1983 ; Ingman et *al.*, 1974). Les fibres de collagène sont orientés

d'une manière aléatoire (radiale et circonférentielle) sur les couches superficielles et profondes et caractérisés par un faible diamètre par rapport à celui de la couche moyenne qui sont orientés principalement dans la direction circonférentielle.

L'étude des propriétés mécaniques du ménisque peut être classé par catégorie dans deux groupes : (i) études sur propriétés dynamiques (Chern et *al.*, 1990 ; Favenset et *al.*, 1983 ; Uezaki et *al.*, 1976), et (ii) études sur les propriétés statiques ou quasi-statiques (Bullough et *al.*, 1970 ; Farinaccio, 1989 ; Fithian et *al.*, 1989, 1990 ; Skaggs et *al.*, 1990 ; Whipple et *al.*, 1984, 1985). Dans le premier groupe, Favenset et *al.* (Favenset et *al.*, 1983) ont déterminé les propriétés biphasiques du ménisque bovin utilisant la théorie développée par Mow et *al.* (Mow et *al.*, 1980) pour le cartilage. De même, Chern et *al.* (Chern et *al.*, 1990) ont déterminé les propriétés viscoélastiques anisotropes du ménisque bovin utilisant la théorie quasi-linéaire de viscoélasticité de Fung (Fung, 1981). L'étude sur les propriétés quasi-statiques du ménisque portait sur la détermination du module élastique et la contrainte à la rupture. Tessaht et Ahmed (Tessaht et Ahmed, 1995) ont montré à l'aide des essais de traction axiale que ses propriétés dépendent de la répartition spatiale de l'orientation des fibres de collagène à travers les différentes couches constituant le ménisque, qui confirme l'existence d'une direction privilégiée pour les fibres de collagène (circonférentielle), sur la quelle appuyé les modélisations de tissus comme des matériaux composites.

1.3 Ligaments

Les ligaments sont des bandes où des feuilles fibreuses du tissu conjonctif reliant deux ou plusieurs structures ensemble. Un ou plusieurs ligaments assurent la stabilité de la jointure articulaire pendant le repos et le mouvement. Des mouvements excessifs tels que l'hyper-extension ou l'hyper-flexion sont limités avec une grande proportion par des ligaments (par les surfaces articulaires et

ménisques aussi). D'autre part, certains ligaments empêchent tout le mouvement dans certaines directions.

Quatre ligaments principaux sont présents dans l'articulation du genou, le ligament collatéral médial (LCM), le ligament collatéral latéral (LCL), ligament croisé antérieur (LCA), ligament croisé postérieur (LCP). Ces ligaments donnent la stabilité et les rigidités à l'articulation du genou. Ses quatre ligaments sont décrits comme suit (Fig. 1.6) :

- Le ligament collatéral médial (LCM) est situé à l'extérieur de l'articulation du genou. Il s'étend de l'épicondyle fémoral médial au tibia. Ce ligament empêche l'abduction excessive du genou.
- Le ligament collatéral latéral (LCL) est situé à l'extérieur de l'articulation du genou. Il s'étend de l'épicondyle fémoral latéral à la tête du péroné. Ce ligament empêche l'adduction excessive du genou.
- Le ligament croisé antérieur (LCA) s'étend de la partie antérieure médiale du tibia et d'encarts sur le condyle fémoral latéral. Ce ligament empêche le mouvement postérieur excessif du fémur sur le tibia.
- Le ligament croisé postérieur (LCP) se prolonge de la partie postérieure médiale du tibia au condyle fémoral médial. Ce ligament empêche le mouvement antérieur excessif du fémur sur le tibia.

Dans le genou humain il existe aussi d'autres ligaments, les deux ligaments fémoro-patellaires (MPFL pour « *Medial Patellofémoral Ligament* » et LPFL pour « *Lateral Patellofémoral Ligament* »), appelés également ailerons rotuliens interne et externe, qui jouent un rôle plus ou moins important dans la stabilité de la rotule. De plus il existe le ligament rotulien, un épais ruban fibreux et assez rigide qui rejoint la rotule au tibia. Malgré qu'il soit anatomiquement un

ligament il est communément appelé tendon rotulien du fait de sa fonction ; il poursuit l'action musculaire.

Un pré-requis important dans les modélisations numériques d'un ligament est les propriétés mécanique. Beaucoup de travaux de recherche sont effectués dans ce domaine pour déterminer le comportement mécanique du ligament, c.-à-d. connaître le module d'élasticité, la déformation maximale et la contrainte maximale. Parmi ces travaux on considère le travail du Butler et al. (Butler et *al.*, 1986) qui est présenté par la figure ci-dessous (Fig. 1.5).

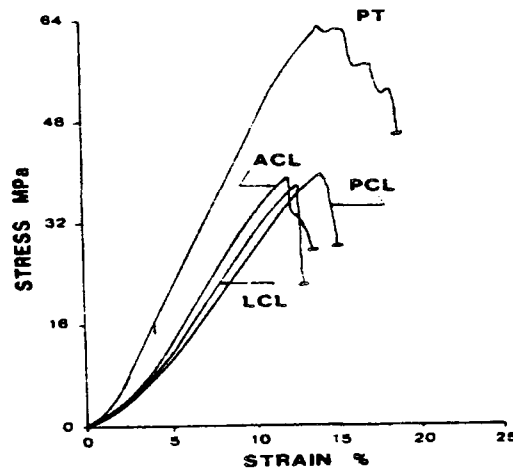


Figure.1. 5: Courbe contrainte-déformation pour les ligaments principaux, ligaments croisé antérieur (ACL) et postérieur (PCL), ligaments collatérales médial (MCL) et latéral (LCL), et le tendon rotulien(PT) (Butler et al., 1986).

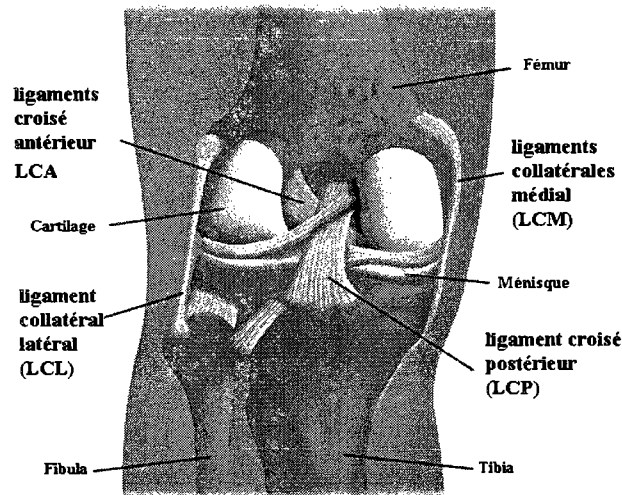


Figure.1. 6: ligaments principaux constitue l'articulation du genou, ligaments croisé antérieur (LCA) et postérieur (LCP), ligaments collatérales médial (LCM) et latéral (LCL),
(www.healthsystem.virginia.edu).

1.4 Le mécanisme extenseur

Le mécanisme extenseur du genou commence au-dessus de la hanche à partir du point supérieur d'insertion du muscle rectus femoris (RF) sur l'épine iliaque inférieure antérieure. Le reste du groupe de muscle de quadriceps sont le vastus lateralis (VL), le vastus intermedius (VI) et le vastus medialis (VM) commencent sur l'axe fémoral. Le tendon de quadriceps représente le confluent des 4 unités de tendon musculaire, leurs insertions à lieu sur le pôle supérieur de la rotule. Le tendon de quadriceps est constitué de 3 lames, y compris (1) la lame la plus superficielle, qui est le tendon musculaire lié par le rectus femoris (RF) ; (2) la lame intermédiaire qui est constituée par le vastus lateralis (VL) et le vastus medialis (VM) ; et (3) la lame profonde qui est constituée par le vastus intermedius(VI) (Fig. 1.7).

Latéralement, la bande iliotibial soutient le mécanisme extenseur et est un stabilisateur latéral important du joint patellofémoral. Elle commence au-dessus du joint de la hanche comme une bande faciale large, provenant des muscles fessiers et de vastus lateralis. D'un côté distale, la bande iliotibial se compose de deux régions. La première d'insertions iliotibial sur le tubercule de Gerdy du plateau tibial latéral. Des fibres reliant la bande iliotibial à la rotule désignée sous le nom de la bande iliopatellar.

Le retinaculum patellaire est un tissu mou qui joue le rôle stabilisateur important du joint patellofémoral. Il se compose de deux parties médiale et latérale. Le retinaculum latéral, plus épais, comporte une épaisse couche profonde et une mince couche superficielle. La couche profonde est un confluent de plusieurs structures fibreuses comprenant le ligament patellofémoral latéral et la bande iliopatellar. Au fond du retinaculum patellaire médial, il y a 3 foyers capsulaires épais. Ceux-ci de temps en temps désigné sous le nom des ligaments patellofémoral, patellomeniscal, et patellotibial médiaux.

La rotule est le plus grand os sésamoïde dans le corps, elle possède le cartilage articulaire le plus épais. La surface articulaire, qui peut avoir un contour variable, articule avec la groove trochlear du fémur. La plupart des rotules possèdent une arête médiane qui divise la rotule proximale en facette médiale et latérale; la facette médiale est habituellement la plus petite des deux. Le tendon patellaire, de temps en temps nommé le ligament patellaire, commence au pôle inférieur de la rotule et finira sur la tubérosité tibiale (Fig. 1.7).

Les groupes de muscle de quadriceps fonctionnent comme un extenseur du genou quand la jambe est élevée. Quand le pied est au sol, la contraction du quadriceps stabilise le genou, fonctionnant comme décélérateur. La rotule fournit une amplification des efforts significative au mécanisme extenseur du genou

permettant à ce dernier de se prolonger avec une plus petite force contractile du quadriceps. La rotule réoriente la force exercée par le quadriceps, ayant pour résultat un grand effort de compression sur le joint patellofémoral.

Seulement une partie du cartilage patellaire articule avec le trochlear fémoral n'importe quand. Avec une extension complète du genou, la rotule monte latéralement dans la cannelure trochlear et n'est pas en contact direct avec le cartilage trochlear. Avec la flexion du genou, la rotule se déplace médialement et le degré du contact extérieur du joint patellofémoral augmente. Les contours d'os et du cartilage de la rotule et la cannelure trochlear de fémur ont un rôle assez important dont la stabilité du joint patellofémoral. La sous-luxation patellaire (déplacement latéral de la rotule dans la cannelure trochlear) est associée à une surface articulaire plate de la rotule et d'une cannelure trochlear peu profonde.

Autres structures des tissus mous à la fois dynamique et statique contribuent à la stabilisation du joint patellofémoral. Le vastus medialis obliquus (VMO) est un stabilisateur dynamique médial important du joint patellofémoral qui provient du tubercule adducteur du fémur et s'insère sur le retinaculum médial de la rotule. La bande iliotibiale fournit la stabilisation latérale dynamique de la rotule par la bande iliopatellaire. La stabilisation dynamique additionnelle est fournie par l'insertion des fibres de vastus medialis et lateralis sur le retinaculum patellaire. Les stabilisateurs statiques comprennent le retinaculum médial et latéral et la capsule de joint du genou.

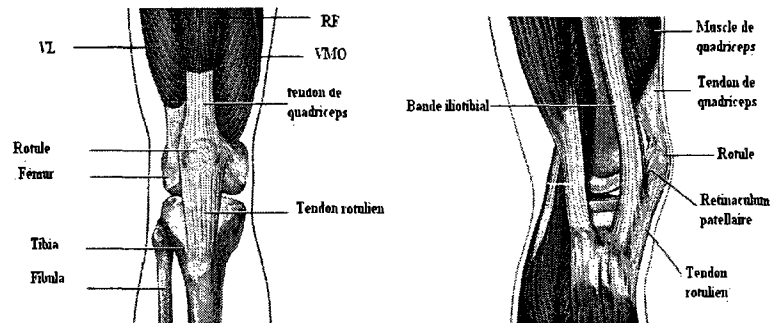


Figure.1. 7: Présentation du mécanisme extenseur, Rotule, Tendon de quadriceps, Tendon rotulien, Retinaculum patellaire, Bande iliotibial, Rectus femoris (RF), Vastus medialis (VM), et Vastus lateralis (VL)
(www.clubphysioplus.com)

1.5 Le muscle du *hamstring*

Le *hamstring* est un groupe de muscle composé réellement de trois muscles séparés : le biceps femoris (BF), semimembranosus (SM) et une combinaison du sartorius (SR), gercilis (GR) et le semitendinosus (ST). Ce dernier groupe est appelé le TRIPOD. Ces muscles polyarticulaires appelés aussi le Ischio-jambiers commencent juste sous le gluteus maximus sur l'os pelvien et se attachent sur le tibia. Les fonctions primaires du hamstring est la flexion de genou (apportant le talon vers les fesses) et la prolongation de hanche (déplaçant la jambe à l'arrière) (Fig. 1.8).

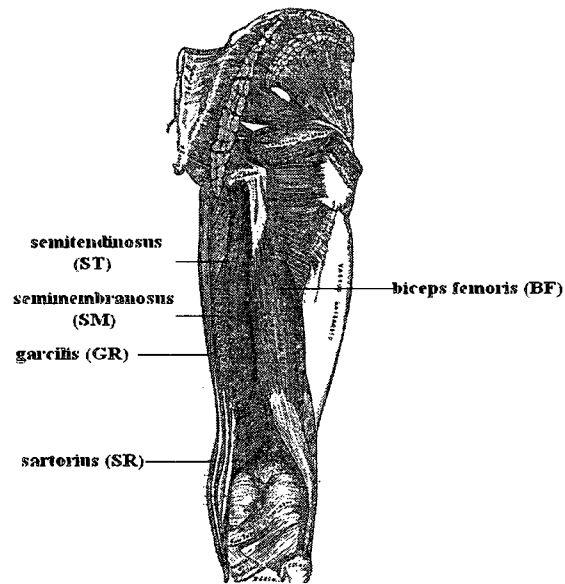


Figure.1. 8: Présentation du muscle du *hamstring*
(<http://en.wikipedia.org/wiki/Hamstring>)

Après cette présentation de l'anatomie du genou, nous évalueront les différentes études expérimentales et numériques qui sont investiguées dans le domaine d'exercices de réadaptations.

Chapitre2

REVUE BIBLIOGRAPHIQUE

La connaissance de l'anatomie et de la biomécanique du genou est critique pour réussir la réadaptation après une blessure ou chirurgie du genou. Le but de ce chapitre est de fournir un cadre pour la réadaptation du genou en passant initialement par la revue biomécanique des joints tibiofémoral et patellofémoral. Les axes de cette recherche bibliographique seront ensuite basés sur les deux types d'exercices de réadaptations, l'exercice à chaîne cinétique ouverte (*Open Kinetic Chain OKC*) et l'exercice à chaîne cinétique fermée (*Closed Kinetic Chain CKC*).

2.1 Exercices de réadaptation

En 1955 Steindler a défini deux types d'exercices : les exercices à chaînes cinétiques fermées (*Closed Kinetic Chain, CKC*) et les exercices à chaînes cinétiques ouvertes (*Open Kinetic Chain, OKC*). Dans un CKC, la borne ou le segment distal est opposé par une charge considérable placée verticalement par rapport au corps. Dans un OKC, le segment distal est libre de se déplacer sans résistance externe. Si la résistance externe est fixe de se déplacer, le système est strictement et absolument fermé. Palmitier et *al.* (Palmitier et *al.*, 1991) ont montré que ces catégories s'avèrent souvent imprécises ou confondues. Pour réduire la confusion, Dillman et *al.* (Dillman et *al.*, 1994) ont proposé trois catégories d'exercices : une condition de frontière fixe avec une charge externe (par exemple, la pression de la jambe où le siège glissant et la base du pied sont fixes), une frontière mobile avec une charge externe (par exemple, la pression de la jambe où le siège est fixe et la base du pied se déplace) et finalement une frontière mobile sans la charge externe. Dans la plus part des études, un CKC est défini comme un exercice dans lequel les pieds sont fixes et un OKC est celui avec ou sans résistance externe pour le mouvement des pieds (Fig. 2.1).

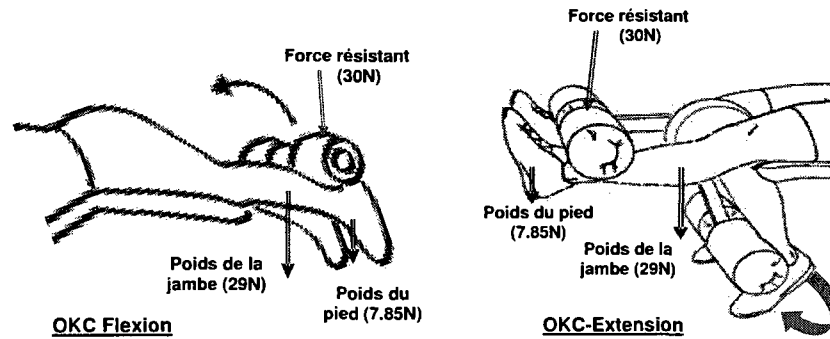


Figure. 2. 1: Les exercices à chaînes cinétiques ouvertes (Open Kinetic Chain, OKC) illustrés dans les travaux de Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2008a ; 2008b)

2.1.1 Les exercices à chaînes cinétiques fermées (CKC)

Les exercices à chaînes cinétiques fermées (CKC), tels que l'accroupissement (*squat*), pression de jambe et puissance propre ont été longtemps employés pendant les exercices de base des athlètes afin d'augmenter l'exécution dans les activités sportives (Cahill et *al.*, 1978, Klein et *al.*, 1961). Ces exercices multi-joints (flexion du genou, flexion de la hanche et dorsiflexion de la cheville) développent les plus grands et les plus puissants muscles du corps (quadriceps, hamstring, gastrocnemius, soleus). Ils ont des similitudes biomécaniques et neuromusculaires avec beaucoup de mouvements sportifs tels que enlèvement de poids, courir et sauter. Les CKC ont été employés et récemment recommandés dans les environnements cliniques, comme par exemple pour la réadaptation du genou suite à une reconstruction du ligament croisé antérieur (LCA) par la chirurgie (Palmitier et *al.*, 1991, Henning et *al.*, 1985. Lutz et *al.*, 1993, More et *al.*, 1993, Ohkoshi et *al.*, 1991, Shelbourne et *al.*, 1990, Mikkelsen et *al.*, 2000, Guilherme et *al.*, 2006).

2.1.2 Les exercices à chaînes cinétiques ouvertes (OKC)

Les exercices à chaînes cinétiques ouvertes (OKC), tels que les exercices de flexion et extension du genou, sont considérés comme étant à joint simple (rotation de genou uniquement). Ils activent à la fois un seul groupe de muscle selon l'extension ou la flexion (quadriceps ou hamstring). Ces exercices semblent être moins fonctionnels en termes d'activité sportive et servent principalement de support dans le développement de la force musculaire et dans les programmes de traitement. D'ailleurs, l'utilisation d'OKC dans les applications cliniques semble diminuer (Palmitier et *al.*, 1991 ; Shelbourne et *al.*, 1990) sauf pour le cas de réadaptation de genou suite à une blessure de ligament croisé postérieur (LCP) (Mesfar et *al.*, 2008a ; 2008b).

2.2 Etudes Expérimentales

Les études expérimentales qui traitent les exercices de réadaptations sont nombreuses. Plusieurs axes de recherche sont mis en tension durant ces études afin de connaître et comprendre la charge produite et subie par différentes composantes du genou au cours d'application de ces exercices.

2.2.1 Activation des muscles

L'activité des muscles durant les exercices de réadaptation sont un facteur très important pour les chercheurs. Ces activités musculaires sont estimées soit *in vivo* avec des mesures directes de l'activité électromyographique (EMG) ou par des modèles biomécaniques utilisant l'optimisation ou les données EMG.

En ce qui concerne les activités des quadriceps, Escamilla et *al.* (Escamilla et *al.*, 1998) ont mesuré l'activité musculaire directement sur des athlètes exécutant trois types d'exercices de réadaptation (*squat*, pression de la jambe, et extension du genou). Ils ont montré ainsi que l'OKC en extension avec une force résistante de 78Kg produit approximativement 45% plus d'activité du

rectus-femoris que le CKC-*squat* avec une charge de 146.5Kg portés aux mains, alors que le CKC produit plus d'activité que l'OKC approximativement 20% pour le vastus medialis et 5% pour le vastus lateralis. Ces résultats sont en accord avec Signorile et *al.* (Signorile et *al.*, 1994) qui ont sensiblement trouvé plus d'activité de vastus pendant l'exercice CKC que lors de l'exercice de l'extension du genou avec une charge externe de 100Kg et 35Kg respectivement.

Ils suggèrent également que l'OKC peut être plus efficace en développant le rectus-femoris, alors que le CKC peut être plus efficace en développant les muscles de vastus. Des études plus détaillées avec le groupe de Escamilla, (Escamilla et *al.*, 2000 et Escamilla et *al.*, 2001) montrent que les résultats cités précédemment sont vrai seulement pour certaines gammes angulaires de flexion. En effet l'activité de rectus femoris est sensiblement plus grande dans l'OKC aux angles de flexion faible, alors que le CKC produit plus d'activité de rectus femoris à un angle de flexion élevé. De même, l'activité de vastus était plus grande dans l'OKC aux angles de flexion relativement petits, alors que CKC produisait plus d'activité aux angles proche de 90°.

Comparant l'activité de muscles dans l'OKC, il apparaît que le vastus medialis, le vastus lateralis et le rectus femoris produisent une quantité semblable d'activité de muscles. Dans une comparaison d'activité de muscle dans l'CKC, les deux muscles de vastus ont produit une activité similaire et plus grande que celle du rectus femoris. Ce dernier résultat est conforme aux données du *squat* de Wretenberg et *al.* (Wretenberg et *al.*, 1993).

Ces résultats ont des implications cliniques importantes pour le choix de la modalité d'exercices pendant la réadaptation du genou. Pour le développement global des quadriceps, l'OKC en extension peut être supérieur ou aussi efficace que le CKC. Cependant, un souci important pour les thérapeutes pendant la réadaptation du genou est le déséquilibre entre les muscles de vastus. Un

déséquilibre peut causer le dysfonctionnement du cheminement de la rotule, qui peut avoir comme conséquence sa sous luxation, sa tendinite, ou sa chondromalacie. Lieb et al. (Lieb et *al.*, 1971) ont montré que le vastus medialis est le premier muscle du groupe de quadriceps à s'atrophier après des dommages ou le non-usage du genou et qu'il répond à la thérapie plus lentement que le vastus lateralis. Escamilla et al. (Escamilla et *al.*, 1998) ont montré que l'activité globale de vastus medialis était plus grande dans les CKC, c'est pourquoi ces exercices peuvent être plus efficaces que des OKC dans le maintien d'équilibre des muscles de vastus. Stuart et *al.* (Stuart et *al.*, 1996) ont montré que les activités EMG avec le travail excentrique est beaucoup moins que les activités EMG pendant une quantité égale du travail concentrique. Ce résultat est en accord avec presque tous les travaux de recherche qui ont étudié les activités musculaire durant les exercices de réadaptation.

Concernant les activités du *hamstring*, la plus part des études ont démontré une co-contraction entre les quadriceps et le *hamstring* dans les CKC. Ces études ont présumées que la co-contraction entre le quadriceps et le *hamstring* aident à stabiliser le genou et par conséquent aident à réduire au minimum la tension sur le ligament croisé antérieur (LCA). Lutz et *al.* (Lutz et *al.*, 1993) ont démontré une plus grande co-contraction entre le quadriceps et le *hamstring* dans le CKC comparé à celui dans l'OKC. La plus grande différence d'activité du *hamstring* entre le CKC et l'OKC se produit pendant l'extension du genou. Escamilla et *al.* (Escamilla et *al.*, 1998) ont prouvé que l'activité du *hamstring* pendant l'exercice du *squat* était approximativement 35% pendant la phase de fléchissement du genou et approximativement 50% pendant la phase d'extension du genou, avec des valeurs maximales près de 50° de flexion pour les deux phases. Par contre, l'activité maximale du *hamstring* durant l'exercice du *squat* de Stuart et *al.* (Stuart et *al.*, 1996) était approximativement 20% pendant le fléchissement et l'extension du genou, avec des valeurs maximales près de l'angle 30° pour les deux phases. Cette différence d'activité du *hamstring* est

probablement un résultat de la différence de charge de soulèvement des sujets et du nombre de répétitions exécutées pour chaque exercice.

D'autre type de recherche ont étudiés la déférence d'activité de *hamstring* durant l'application des exercices à chaînes cinétiques fermées prouvent que l'exercice du *squat* produit approximativement deux fois plus d'activité des muscles du *hamstring* que la pression de la jambe et l'exercice d'extension de genou (Escamilla et *al.*, 2000, 2001; Lutz et *al.*, 1993; Dillman et *al.*, 1994). En conséquence, l'exercice du *squat* peut être plus efficace dans le développement du *hamstring* que l'exercice d'extension du genou ou de pression de la jambe. Cette forte activité du *hamstring* durant l'exercice du *squat* est principalement le résultat de son rôle dans le contrôle de la flexion de la hanche pendant le fléchissement du genou et dans celui de l'extension de la hanche pendant l'extension du genou. L'activité antagonique du *hamstring* pendant l'exercice du *squat* fournit une plus grande stabilité contre le déplacement antérieur de la jambe relativement à la cuisse; de ce fait cela réduit la tension potentielle dans le LCA et augmente la tension dans le LCP (Escamilla et *al.*, 2000,2001; More et *al.*, 1993).

Finalement un nombre faible de chercheurs ont étudié les activités des muscles de gastrocnemius. Tel que, Escamilla et *al.* (Escamilla et *al.*, 1998, 2000, 2001) montrent en CKC que le gastrocnemius s'est contracté excentriquement pour commander le taux de dorsiflexion du pied pendant le fléchissement du genou et s'est contracté concentriquement pour causer la flexion plantaire du pied pendant l'extension du genou. Puisque le pied se déplaçait librement et n'a pas été retenu dans l'OKC. L'activité minimale du gastrocnemius a été présumée. L'étude de Yack et *al.* (Yack et *al.*, 1993) vérifie bien que le *hamstring* et le gastrocnemius déplacent le genou postérieurement et qu'ils fournissent la stabilité antérieure du genou pendant les mouvements. D'autre part la force de cisaillement du tendon rotulien tend à translater la jambe antérieurement par rapport à la cuisse, pour un l'angle de flexion plus petit que 60°. L'activité la plus élevée du

gastrocnemius est observée aux angles faibles de flexion pour aider à résister à cette translation.

2.2.2 Réponse de jointure tibiofémoral et patellofémoral

Tous les résultats citée précédemment ce qui concerne les activités des muscles entourant le genou humain durant les différentes pratique des exercices des réadaptation ont une grande influence sur le reste des composants formant le genou tel que la réponse du joint tibiofémoral et le joint patellofémoral, jouant un rôle primordial dans les choix des types d'exercices de réadaptation.

Les exercices à chaînes cinétiques fermées (CKC) génèrent une co-contraction des muscles du quadriceps et du *hamstring* qui réduise au minimum l'effort du LCA en diminuant les forces de cisaillement par l'augmentation de la composante de compression. Palmitier et *al.* (Palmitier et *al.*, 1991) ont mentionnés dans un article de synthèse sur les exercices de réadaptation que les forces de cisaillement diminuent quand la ligne de charge est appliquée plus axialement par rapport au tibia. Markolf et *al.* (Markolf et *al.*, 1981) suite à un nombre d'essais sur des genoux de cadavres humains et en absence d'action musculaire (Fig. 2.2), ont confirmé que le déplacement du joint diminuait par compression axiale et donc la compression du joint tibiofémoral peut être un mécanisme stabilisateur important qui réduit le déplacement antérieur du tibia et par la suite diminue le contrainte dans les ligaments. Torzilla et *al.* (Torzilla et *al.*, 1994), à l'aide d'un modèle expérimentale semble proche au modèle de Markolf et *al.* (Markolf et *al.*, 1981) (Fig. 2.2) et avec une application de mode de chargement semblable au exercice de *squat*, ont étudié les effets combinés de la force de compression du joint tibiofémoral et la force de quadriceps sur la stabilité du genou. Ils ont trouvé une diminution significative de la translation antéropostérieure totale lors de l'application d'une charge compressive au niveau de joint tibiofémoral et/ou d'une force de quadriceps. La charge compressive du joint et la force des quadriceps de manière significative ont diminué la translation

antéropostérieure totale de 50-66% au moins dans des genoux où le LCA est intact et de 42-71% moindre dans des genoux où le LCA est blessé. Yack et *al.* (Yack et *al.*, 1994) ont examiné les effets du chargement progressif du joint du genou pendant l'exécution d'exercice CKC (*squat*) et l'exercice d'extension du genou dans des cas où le LCA était blessé. Les résultats ont démontré que la translation antérieure tibiale est moindre dans le cas d'exercice de *squat* que le cas d'extension du genou et que le chargement progressif du membre inférieur durant l'exercice de *squat* n'augmente pas la translation tibiale antérieure.

Avec une technique expérimentale assez proche que celle précédente, Stuart et *al.* (Stuart et *al.*, 1996) ont rapporté qu'un *squat* puissante, *squat* d'avant et lunge ont produit une force de cisaillement postérieure indiquant que le chargement potentiel sur le LCA blessé ou reconstruit n'est pas significatif. Beynnon et *al.* (Beynnon et *al.*, 1997) ont implanté un capteur sur la partie antéromédiale de LCA (Fig.2.3) pour mesurer la déformation dans le ligament pendant l'exercice du *squat* avec et sans résistance élastique et pendant la flexion et l'extension à chaînes ouvertes actives du genou (OKC). Les résultats ont indiqué que les valeurs moyennes de la déformation maximale de LCA produites par l'exercice d'extension du genou et l'exercice du *squat* est de l'ordre de 3.8% et 3.6%, respectivement, près de 15° de flexion. Ces deux résultats sont semblables ce qui indique que l'exercice du *squat* produit une force compressive du joint tibiofémoral qui ne protège pas nécessairement le LCA plus que l'exercice d'extension du genou.

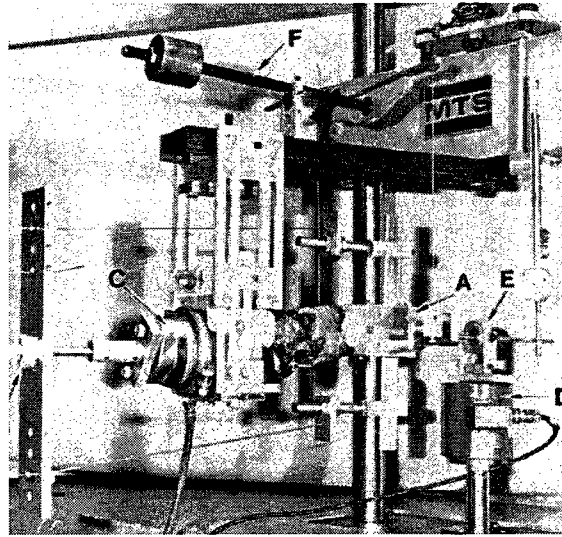


Figure. 2. 2: Présentation de test de compression illustre dans les travaux de (Markolf et *al.*, 1981).

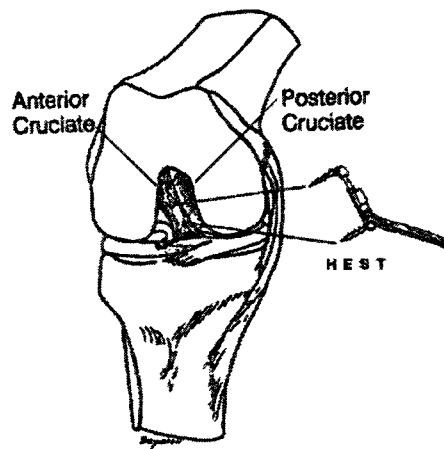


Figure. 2. 3 : Implantation de capteur d'effet de Hall sur la partie antre-médiale de LCA dans les travaux de Beynnon et *al.* (Beynnon et *al.*, 1997).

Singerman et *al.* (Singerman et *al.*, 1995) ont étudié l'effet d'exercice du *squat* sur la réponse du joint patellofémoral (PF) à l'aide d'un modèle expérimental (Fig. 2.4). Ils ont montré que la force résultante du joint PF

augmente d'une manière linéaire sur une plage de flexion de 90° (20° à 110°) et que le point d'application de cette force migre dans la direction supérieure entre 20° et 90° et se déplace inférieurement dans le reste de la plage de flexion. De la même manière et à l'aide du même modèle, Singerman et *al.* (Singerman et *al.*, 1999) ont consacré leurs études à évaluer l'effet de ce type d'exercice sur les deux jointures du genou humain, patellofémoral et tibiofémoral, dans le cas où les ligaments croisés sont intacts ou l'une des deux se coupe ou les deux ensemble sont coupé. Ils ont trouvé durant l'exercice du *squat* que la force de compression augmente significativement aux niveaux des deux jointures et atteint sa valeur maximale à pleine flexion et que l'effet de sectionner une ou deux ligament croisés n'affecte pas beaucoup le joint patellofémoral. En revanche, cette acte a contribué dans le changement de la direction de la force antérieure-postérieure et latérale-médiale du joint tibiofémoral. Les études de Singerman ont caractérisé par de faible moment induit au niveau du joint du genou ($\leq 9\text{Nm}$) et une absence de représentation anatomique complète du système extenseur, ce qui rend la force musculaire (quadriceps) produite durant l'exercice du *squat* faible ($\leq 450\text{N}$) et qui ne reflète pas les valeurs réelle produite durant une application normale de ce type d'exercice. Tous les résultats illustrés dans les travaux Singerman et *al.* (Singerman et *al.*, 1995 ; Singerman et *al.*, 1999) donnent une idée claire sur la tendance suivie au cours de la flexion du genou.

Une autre étude effectuée par le groupe de More et *al.* (More et *al.*, 1993), à l'aide d'un modèle cadavérique, semble plus précise que les travaux de Singerman et *al.* (Singerman et *al.*, 1995 ; Singerman et *al.*, 1994) au niveau du design anatomique (Fig. 2.5). Ils ont montré l'effet de l'action musculaire (quadriceps, *hamstring*) sur la réponse du joint tibiofémoral durant l'application d'exercices du *squat*. Avec un moment atteignant 22N.m au niveau du joint du genou à 90°, la réponse musculaire du quadriceps à un maximum de 950N pour contrebalancer ce moment et que l'activité antagonique du *hamstring* n'affecte pas la réponse du mécanisme extenseur. En revanche, l'action de ce dernier a un

grand effet sur la stabilité antérieure du joint tibiofémoral. Tel qu'une diminution remarquable au niveau de translation antérieure du joint de genou et la rotation interne du tibia, ce qui rend moins de contrainte sur le LCA intact ou blessé.

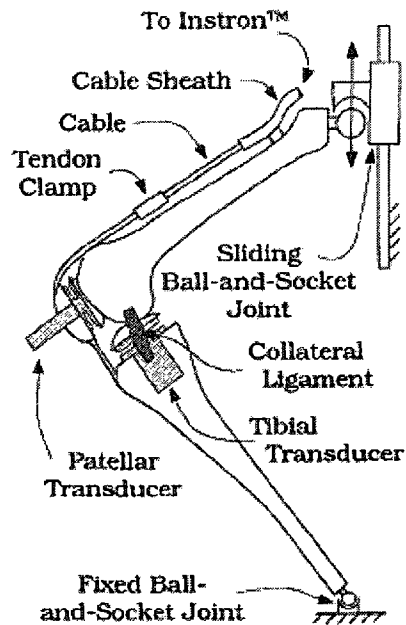


Figure. 2. 4: Présentation du modèle expérimental employé pour modéliser l'exercice du *squat* dans les travaux de Singerman et *al.* (Singerman et *al.* 1995 et 1999).

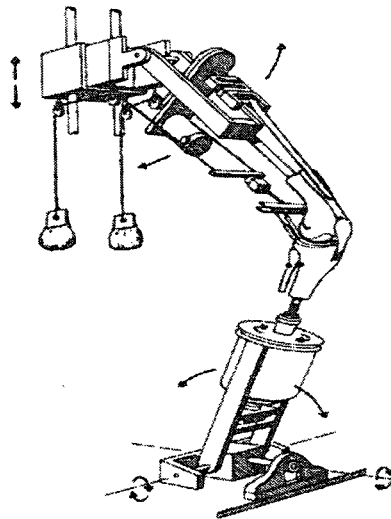


Figure. 2. 5: modèle expérimental employé pour modéliser l'exercice du *squat* dans les travaux de More et *al.* (More et *al.*, 1993).

Les exercices à chaîne cinétique ouverte (OKC) sont divisés en deux catégories l'exercice de flexion et l'exercice d'extension du genou. Ce dernier type d'exercices isole (dans des conditions bien définies) la contraction du quadriceps entraînant une translation antérieure du tibia. Grood et *al.* (Grood et *al.*, 1984) ont étudié les contraintes sur le LCA de cadavres pendant l'exercice d'extension (Fig. 2.6). La coupure de LCA augmente la translation tibiale antérieure durant le dernier 45° de l'extension. Ainsi, les exercices exécutés dans cette gamme ont pu avoir des effets délétères sur la greffe suite à une reconstruction de LCA, ou augmenter la contrainte secondaire suite à une chirurgie. Sawhney et *al.* (Sawhney et *al.*, 1990) ont étudié les effets de la contraction isométrique des quadriceps sur la translation tibiale avec des sujets sains. Cette contraction durant l'exercice d'OKC en extension pour 4.5 kg de résistance appliquée à l'aspect distal de la jambe a eu comme conséquence l'augmentation de la translation antérieure du tibia à 30° et à 45° de flexion, mais cette translation n'est pas élevée à 60° et à 75° de flexion. Ces résultats sont en accord avec les travaux expérimentaux sur des genoux cadavériques de Lutz et *al.*

(Lutz et *al.*, 1993) qui ont déterminé que la composante du cisaillement s'annule entre 60° et 75° et par conséquent l'angle neutre du quadriceps (c'est à dire l'angle auquel la contraction du quadriceps ne produit aucune translation tibiale antérieure ou postérieure) se produit entre 60° et 75°. Donc l'extension du genou aux angles moins que la position neutre du quadriceps a pour conséquence la translation antérieure du tibia et l'extension aux angles plus grands donne une translation postérieure du tibia.

Beynnon et *al.* (Beynnon et *al.*, 1995) ont confirmé ces résultats en implantant un capteur à effet de Hall sur des sujets durant des exercices de réadaptation pour mesurer les caractéristiques de déformation de LCA (Fig. 2.3). L'extension du genou produit une déformation sur le LCA qui dépend de l'angle de flexion et du niveau de l'activité des quadriceps. La déformation maximale moyenne de LCA pendant l'extension sans force résistante au niveau de la cheville était 2.8%. Avec une force résistante de 45N la déformation maximale était de 3.8%. Dans les deux cas elle s'est produite à 10° de flexion du genou. Contrairement à l'exercice d'extensions l'exercice de flexion du genou isole la contraction du *hamstring*, entraînant une translation postérieure du tibia et augmentant la contrainte sur le LCP. Une autre étude effectuée par Grood et *al.* (Grood et *al.*, 1988) et qui suit la même procédure expérimentale que l'étude précédente (Fig. 2.7) a démontré une augmentation de la translation postérieure après la coupure du LCP dans des genoux cadavériques simulant l'exercice de flexion. La translation postérieure additionnelle était mineure dans l'extension maximale et augmentait progressivement avec une augmentation de l'angle de flexion du genou, atteignant 11.4 mm à 90°. Dans la même étude de Lutz et *al.* (Lutz et *al.*, 1993) ont constaté que la flexion isométrique du genou à 30°, 60° et 90° produit de grandes forces de cisaillement postérieures au joint tibiofémoral. Les forces de cisaillement postérieures sont augmentées pendant que la flexion progressait de 30° à 90°.

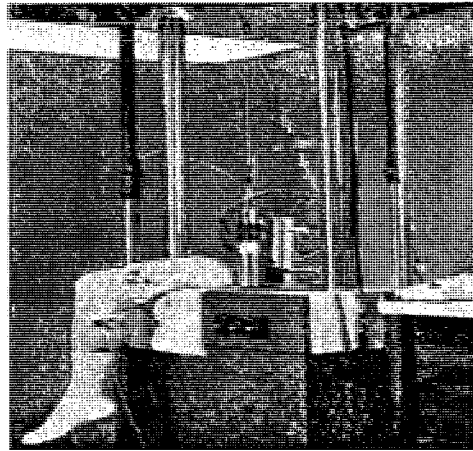


Figure. 2. 6: Test expérimental d'extension du genou (Grood et *al.*, 1984).

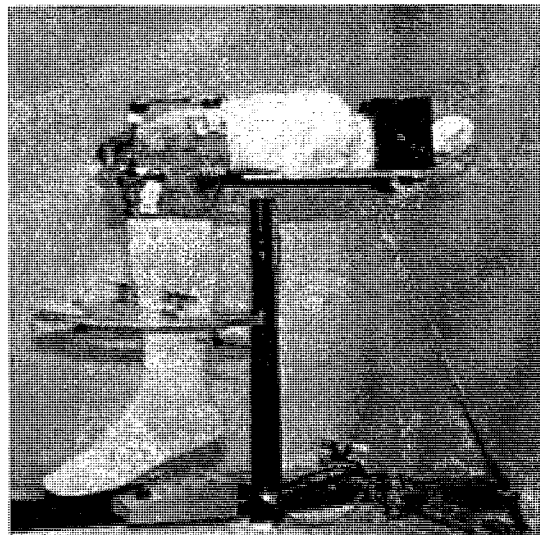


Figure. 2. 7: Test expérimental de flexion du genou (Grood et *al.*, 1988).

Des exercices d'OKC et de CKC peuvent être utilisés dans le traitement des patients présentant des douleurs patellofémorales s'ils sont exécutés dans une gamme d'angle judicieuse. Des exercices de CKC peuvent mieux être tolérés par

le joint patellofémoral dans la gamme de 0-45° de flexion (Steinkamp et *al.*, 1993 ; Hungerford et *al.*, 1979). Dans cette gamme, les exercices suggérés incluent mini-*squat* et des pressions de jambe. Des exercices d'OKC peuvent être mieux tolérés par le joint patellofémoral dans les gammes 90-50° et de 20-0° de flexion du genou (Steinkamp et *al.*, 1993 ; Donald et Marc, 1972). L'exécution des exercices de CKC et d'OKC dans ces gammes spécifique charge le quadriceps tout en réduisant au minimum l'effort sur la rotule.

En fin nous pouvons conclure que les études expérimentales sont pertinentes et ont une grande contribution dans l'amélioration de notre connaissance. Le but des études expérimentales est la détermination de l'aspect interdépendant qui décrit la biomécanique du genou sous l'application de différent type d'exercices de réadaptation et aide le clinicien de mieux comprendre le domaine d'application et le choix convenable des exercices de réadaptation. La plus par de études présentent l'évidence que tous les exercices de flexion du genou dans le cadre d'OKC en flexion exercent des efforts substantiels sur le LCP et devrait être employé judicieusement pendant la réadaptation après des dommages et/ou reconstruction du LCP. Ces études renforcent également le concept que ces exercices ne produit pas de charges délétères sur le LCA et devrait être utilisés pendant la réadaptation de LCA. Contrairement aux exercices de flexion (OKC en flexion) les exercices d'extension (OKC en extension) ont d'effet négatif sur le LCA et doit être évités lorsque il y a de problème au niveau de LCA. Toutes la littérature qui a traitée les sujets de CKC finis par conclure que ces exercices sont le plus conseillés durant le problème de blessure ou de reconstruction des ligaments croisés, en revanche, il faut l'appliquer judicieusement en cas des problèmes de cartilages.

2.3 Etudes théoriques

En plus des études expérimentales, les approches théoriques sont des outils complémentaires qui peuvent prévoir toutes les variables d'intérêt telles que le

déplacement primaire et couplé, l'effort musculaire et le contact/pression. Par conséquent, un modèle théorique est une alternative à de nouvelles perspectives dans la compréhension du comportement biomécanique de l'articulation du genou et de ses composantes durant l'exercice de réadaptation, c'est-à-dire des cartilages, des ligaments et des ménisques ainsi que leurs interactions dans les différentes conditions de chargement.

La plus part des modèles théoriques qui étudie les exercices de réadaptations dans les deux types employés par les thérapeutes (CKC, OKC) ont mis la force de contact de deux jointure tibiofémoral et patellofémoral comme le point le plus apparaissant de leurs études. Escamilla et *al.* (Escamilla et *al.*, 1998, 2000, 2001) suite à leurs études sur l'activation des muscles et à l'aide d'un modèle biomécanique dans le plan sagittal qui n'a pas pris en considération la présence du ménisque, du ligament collatérale et représente les forces des ligaments croisés comme étant des forces de cisaillements (Fig.2.8). Le calcul de la réponse du joint du genou durant l'application des exercices de *squat*, la pression de la jambe et de l'extension du genou est basé sur une équation mathématique qui traduit les activités musculaires(EMG) en forces musculaires. Ils ont trouvé que l'exercice de CKC ne produit aucune tension sur le ligament croisé antérieur (LCA) mais ce dernier est soumis à une action d'une force élevée durant l'exercice d'extension du genou (OKC-E) ; contrairement au LCA le ligament croisé postérieur (LCP) durant les deux types d'exercice subit une charge substantielle de 1000N et 2000N à pleine flexion en OKC et CKC, respectivement. La force de compression au niveau du joint patellofémoral et tibiofémoral atteignent une valeur maximale de l'ordre de 6 et 3 fois le poids du corps, à 90° et 50°, respectivement, pour les deux types d'exercice. Les résultats cités dont ces travaux montrent bien que il n'y a pas de grande différence au niveau de force de contacte mais il partage avec les résultats expérimentales précédant l'idée que l'exercice à chaine cinétique fermée (CKC) est une pratique

bien sécurisée pour le cas où il y a de problème au niveau du ligament croisé antérieur.

Avec un modèle semblable à celui précédant mais plus précis au niveau de la modélisation de force du contact, Denham et Bishop, (Denham et Bishop, 1978) ont étudié la réponse du joint du genou durant l'application de l'exercice de *squat* (Fig. 2.9), ils ont trouvé que les forces de cisaillements antérieures et postérieures sont faibles par rapport à celles des forces de compression produite au niveau du joint tibiofémoral. La force de contact au niveau du joint patellofémoral augmente d'une manière monotonique au cours du mouvement de flexion atteignant une valeur maximale de l'ordre de 3000N, qui est presque égale à la tension musculaire du quadriceps. Le manque d'action du muscle de *hamstring* représente un point fort qui fait la différence de ces travaux par rapport aux autres travaux expérimentaux et théoriques, mais ça n'empêche pas que les résultats trouvés dans ce genre d'application de thérapie ont de moins d'effets dégénératifs dans les cas de blessures ou reconstruction du ligament croisé antérieur. Smith et *al.* (Smith et *al.*, 2007) ont consacré leurs études sur la détermination de la force axiale du joint tibiofémoral durant l'application de l'exercice de *squat* avec une force de réaction au pied de 380N et à des angles de flexion élevée. Mais cette fois ci, ils ont pris en considération le modèle 2D dans les deux plans sagittale et frontale (Fig. 2.10), en tenant compte de l'action du ligament collatérale. La valeur de la force axiale du contact à un maximum de l'ordre de 49.7N/Kg à 150° de flexion cette valeur est l'équivalent de 2.8 du poids du corps qui est presque égale à la valeur donnée par Denham et bishop (Denham et bishop, 1978).

Toutoungi et *al.* (Toutoungi et *al.*, 1999) à l'aide d'un modèle géométrique 2D de membre inférieur incluant presque tout les muscles qui agissent sur le joint du genou (quadriceps, *hamstring*, gastrocnemius, soleus, tibialis antérieur) (Fig. 2.11), ont modélisé l'exercice de *squat* avec une force de

réaction au pied de 360N. Une technique d'optimisation a été employée pour estimer les forces musculaires durant cette étude. La force de compression du joint tibiofémoral atteint une valeur maximale de 3.8 du poids du corps. Cette différence produite par rapport aux autres études est due probablement à la modélisation la plus raffinée au niveau d'action musculaire, mais dans le cadre de la présentation de la réponse du ligament croisé durant l'application des exercices de *squat*. Cette recherche rapporte que le ligament croisé postérieur (LCP) subit une charge très élevée en plein flexion d'une valeur maximale de l'ordre de 3.5 le poids du corps. Pour cette raison Toutoungi et *al.* (Toutoungi et *al.*, 1999) a motionné dans la conclusion que les exercices du *squat* ont des effets dangereux sur le LCP même pour le cas intacte de ce type de ligament à des angles de flexion élevés. Dans le même cadre, Shelburne et *al.* (Shelburne et *al.*, 1997, 2002) ont modélisé le membre inférieur avec les mêmes groupes de muscles définis dans les travaux de Toutoungi et *al.* (Toutoungi et *al.*, 1999) et avec la même technique d'optimisation employée pour prédire les forces musculaires, mais avec une considération de tous les éléments passifs entourent le joint du genou (LCA, LCP, LCM, LCL) (Fig. 2.12) dans le plan sagittale et avec une force de réaction au pied de 340N. La force produite par le muscle du quadriceps varie monotoniquement avec la flexion et atteignent une valeur maximale à 90° de 4000N et la variation de muscle de *hamstring* semble constante presque égale à 480N sur toute la phase d'application d'exercice du *squat*, mais pour le reste des muscles comme gastrocnemius, soleus et tibialis antérieur, la valeur de la force produite est presque négligeable par rapport à celle précédente. La réponse des ligaments pour cette action musculaire était également calculée, tel qu'une charge faible subit par le ligament croisé antérieure (LCA), mais en revanche, le ligament croisé postérieur (LCP) subit une charge substantielle de l'ordre de 700N en plein flexion et pour les ligaments collatéraux latéral et médial (LCL et LCM) leurs réponses ne dépassent pas le 30N sur toute la phase de flexion.

Dans le cadre de comparaison entre les différents types d'exercices de réadaptations. Yasuda et Sasaki (Yasuda et Sasaki, 1985) à l'aide d'un modèle simple 2D dans le plan sagittale ont utilisé une technique semble proche que celui de Escamilla et *al.* (Escamilla et al., 1998). Cette étude prend en considération seulement l'action musculaire (quadriceps et *hamstring*) et les forces de contact produits au niveau de joint tibiofémoral. La force de cisaillement agit antérieurement avec 15% de la tension musculaire du quadriceps sur une gamme faible de flexion ($0-7.4^\circ$), tend vers zéro, ensuite agit postérieurement sur toute la gamme de flexion qui reste ($55-90^\circ$) durant l'exercice d'extension du genou. Par contre, l'action du *hamstring* durant l'exercice de flexion rend la force de cisaillement agissant postérieurement durant toute la phase de flexion et atteint un maximum de 100% de l'action de *hamstring* à 90° . Cette étude finira par conclure que l'utilisation de ces deux types d'exercice doit être judicieuse dans le cas de problème des ligaments croisés ou bien choisir des exercices qui produisent une activité antagonique de muscle de quadriceps et de *hamstring* pour équilibrer la force de cisaillement produite au niveau du joint tibiofémoral.

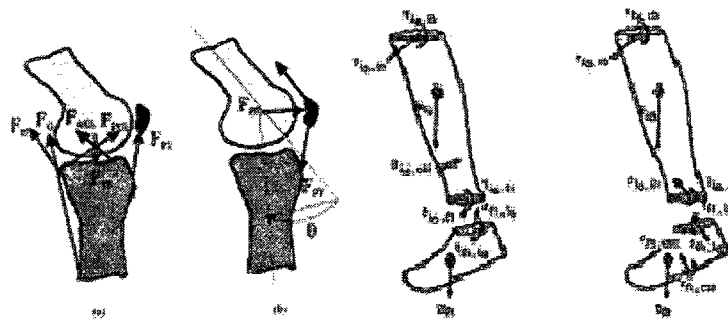


Figure. 2. 8: Le modèle théorique d'Escamilla et *al.* (Escamilla et al., 1998, 2000,2001)

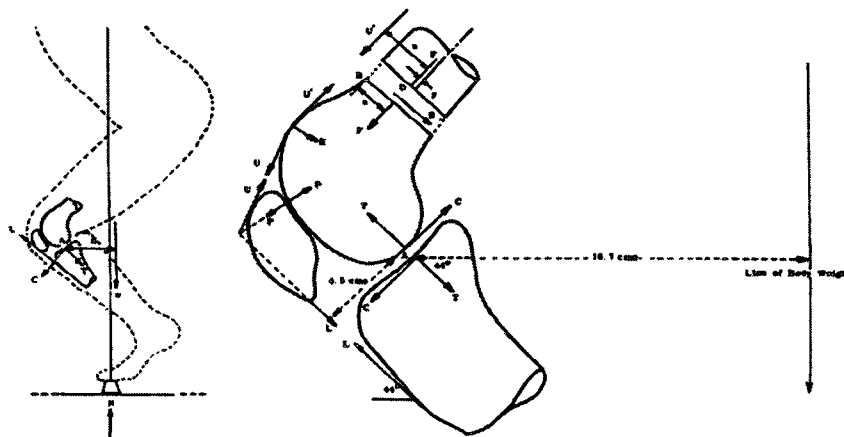


Figure. 2. 9: Présentation dans le plan sagittale du modèle théorique de Denham et Bishop, (Denham et Bishop, 1978).

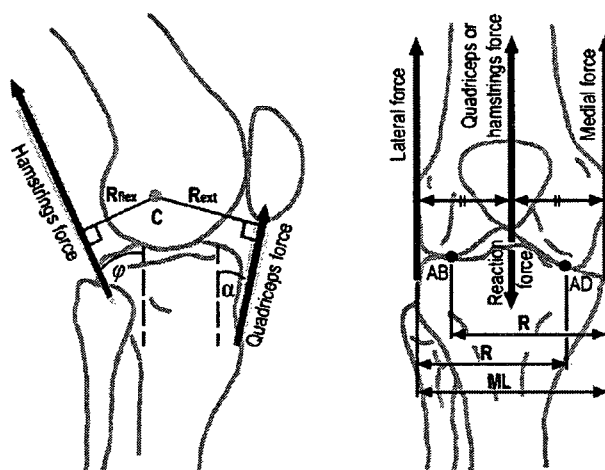


Figure. 2. 10: Vue sagittale et frontale des différents éléments qui agissent sur le joint du genou (muscles de quadriceps et *hamstring*) (Smith et *al.*, 2007).

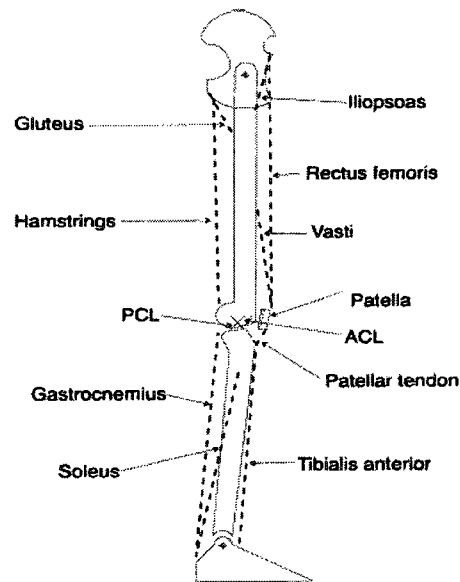


Figure. 2. 11: Présentation la plus raffinée des muscles entourant le joint du genou dans le plan sagittal (Toutoungi et *al.*, 1999).

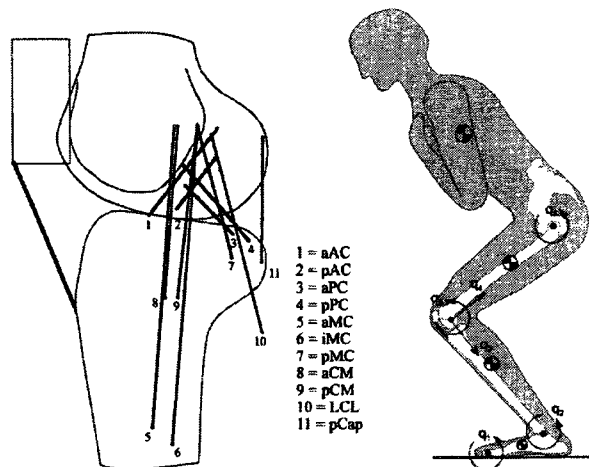


Figure. 2. 12: Modèle théorique simulant l'exercice du *squat* en tenant compte de quatre ligaments principaux (ACL, PCL, LCL, MCL) (Shelburne et *al.*, (1997, 2002)).

Un nombre faible de chercheurs qui se sont attaqués aux modélisations d'exercices de réadaptations par la méthode des éléments finis, parmi ces chercheurs en considère l'étude de Cohen et *al.* (Cohen et *al.*, 2001) à l'aide des cinq modèles personnalisés de cinq spécimens du joint patellofémoral validés par des résultats expérimentaux et qui modélise le cartilage comme étant un matériau élastique avec un module de Young $E = 10\text{MPa}$ et en se référant à des travaux de Andriacchi et Mikosz (Andriacchi et Mikosz, 1991) pour définir le moment induit au niveau du joint du genou durant l'exercice du *squat* (Fig. 2.13). Ils ont simulé le mécanisme extenseur en trois cas d'extension du genou sous l'action de la gravité seulement (OKC sans charge externe), force résistante appliquée perpendiculairement sur l'aspect distal du tibia de 25 N et 100N (OKC avec une force résistante) et un cas de *squat* sous l'action du poids du corps seulement. Ces variétés d'exercices sont comparées du point de vue force musculaire (quadriceps), la force de contact du joint patellofémoral et la contrainte produite au niveau du même joint. Ils ont trouvé que la force musculaire durant l'exercice du *squat* est élevée par rapport aux autres applications est à une valeur maximale de l'ordre de 4000N à 90° et presque les mêmes résultats sont calculés pour la force de contact au niveau du joint patellofémoral. Mais le résultat le plus intéressant de cette étude est que les deux types d'exercices (OKC, CKC) ne produisent pas de contraintes excessives sur toute la phase de flexion.

Récemment, à l'aide d'un modèle numérique 3D du genou bien raffiné au niveau des modélisations anatomique, Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2008a, 2008b) ont étudié la réponse de différentes composantes du genou humain durant la simulation d'exercices d'extension et de flexion (OKC) dans deux cas différents sous l'action du poids de la jambe seulement et avec une charge additionnelle de 30N appliquée perpendiculairement sur l'aspect distal du tibia (Fig. 2.14, 2.15) . Tel que, durant les deux type d'applications, la présence de charge additionnelle influencée les résultats en terme de magnitudes et en terme d'une tendance suivie durant la phase de flexion ou l'extension. Avec l'exercice

d'extension la force de quadriceps demandée pour contrebalancer le moment induit au niveau du genou augmente substantiellement avec la présence de force externe, les mêmes résultats sont interprétés pour le ligament rotulien, le ligament croisé et la force de contact au niveau des deux joints tibiofémoral et patellofémoral en pleine flexion (90°), à l'exception de ligament croisé antérieur qui atteignent leur maximum en pleine extension. La deuxième étude sur l'exercice de flexion du genou a rapporté le même effet de la charge additionnelle et montre une charge substantielle sur le ligament postérieur en pleine flexion de l'ordre de 310N. Les études de Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2008a, 2008b) ont fini par conclure que l'application d'exercices d'extension du genou préférablement doit être évitée en pleine extension lors de problème au niveau de ligament croisé antérieur (LCA) et sous l'action d'une charge résistante élevée, de même pour le cas d'exercices de flexion du genou, leur application doit être judicieuse dans la dernière phase de flexion ($45-90^\circ$), dans le cas de blessure ou reconstruction de ligament croisé postérieur.

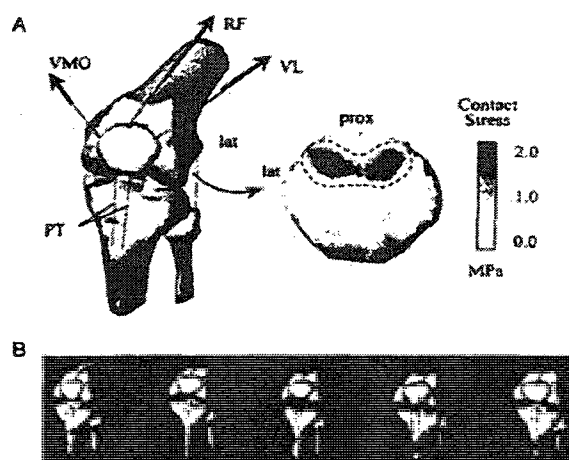


Figure. 2. 13 : les Modèles patellofémoral de Cohen et *al.* (Cohen et *al.*, 2001)

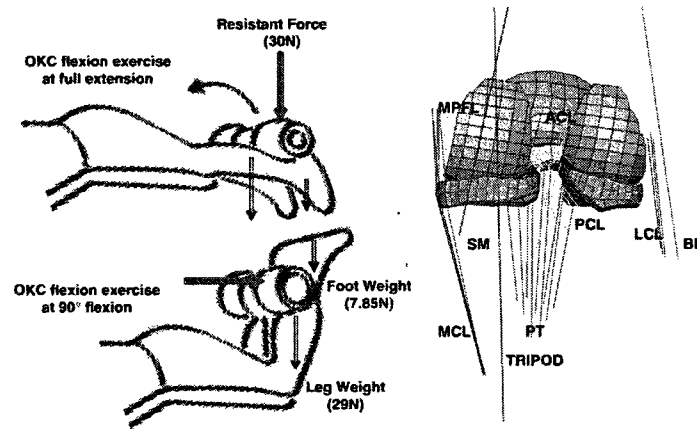


Figure. 2. 14: Présentation de modèle d'éléments finis employé dans le travail de Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2008b) pour simuler l'exercice d'OKC-F.

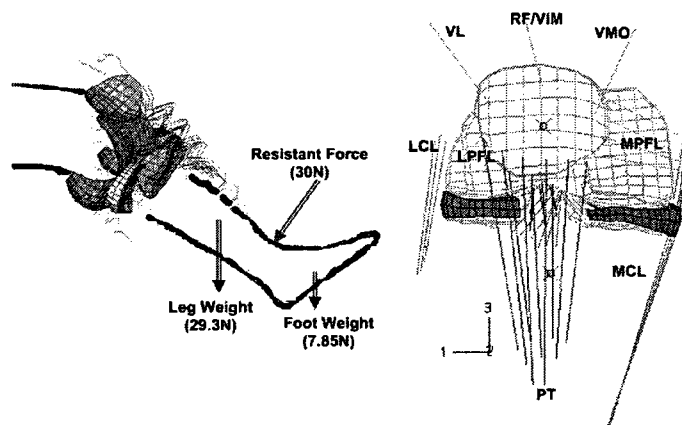


Figure. 2. 15: Présentation de modèle d'éléments finis employé dans le travail de Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2008a) pour simuler l'exercice d'OKC-E.

2.4 But de la recherche

La revue de littérature nous a permis d'avoir une vue d'ensembles sur les travaux expérimentaux et théoriques prenant comme sujet l'étude du genou humain durant l'exécution d'exercices de réadaptations. En fait, les études expérimentales ont pris en considérations une multitude d'axe de recherche. Tel que la détermination d'activités où bien la force musculaire, cinématique du joint, la force de contact et la force ligamentaire. En fait ce dernier est essentiel à l'amélioration du modèle théorique qui représente une alternative fiable afin d'étudier le phénomène de réadaptation du genou.

Le résumé de la revue bibliographique sur le phénomène de réadaptation du genou, montre l'absence d'une étude complète du genou durant l'exécution d'exercices à chaîne cinétique fermée (CKC), qui tient en compte tout les paramètres conduisant à le décrire fidèlement. Le modèle tridimensionnelle le plus complet du genou humain employé pour étudier le phénomène de réadaptation à chaîne cinétique ouverte (OKC) et qui est disponible actuellement est celui de Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2008a, 2008b). L'inconvénient de ce dernier, c'est sa limite à des charges résistives faibles appliquées pour simuler l'exercice d'extension et de flexion du genou (30 N pour la charge appliquée et 900N et 1200N pour le quadriceps et le *hamstring*, respectivement) au delà de cette force le contact ne convergeait pas à une gamme un peu avancé de flexion. Avec ce modèle il est impossible de simuler le cas d'exercice à chaîne cinétique fermée (CKC) comme l'exemple de *squat* puisque il demande une charge résistive au moins égale au poids du corps et qui est équivalent a dix fois la charge employée pour simuler le cas OKC d'extension et de flexion dans les travaux de Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2008a, 2008b).

A cause de ce manque de modélisation du genou humain durant l'application d'exercice à chaîne cinétique fermée (CKC), ce travail envisage de faire suite aux études de Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2008a, 2008b). En

simulant le modèle tridimensionnel du genou pour le cas d'exercice de *squat* sous différent mode de chargement et d'activation de muscle, donc ce travail suit les grandes lignes suivantes :

- transférer le modèle de Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2008a, 2008b), de la version ABAQUS 6.4 à la version ABAQUS 6.7. Ce dernier est caractérisé par une capacité de visualisation plus performante et une grande amélioration au niveau de l'algorithme de contact ce qui permet un plus de flexibilités dans nos analyses.

- effectuer quelques simulations à des études déjà préparée par Mesfar et Shirazi (Mesfar et Shirazi, 2005) afin de valider nos résultats numériques après le changement de l'algorithme du contact de *node to surface* à *surface to surface*.

- étudier la réponse biomécanique complète du genou sous l'action d'une charge verticale positionnée sagittalement équivalente au poids de corps placée au pied, pour générer un moment au niveau du joint égal au moment définit dans les travaux de Cohen et *al* (Cohen et *al.*, 2001), sur une gamme de 70° de flexion (20° à 90°) et qui représente le cas de référence (cas réel) dans nos études d'exercice de *squat* où le seul muscle activé est le quadriceps.

- Dans le cadre d'examiner l'effet de la différence des conditions aux rives employées pour simuler le cas d'exercices de *squat*, on a répété les simulations précédentes en remplaçant le mode de chargement par un moment pur égale à celui obtenu avec la charge verticale sur la même plage de flexion.

- étudier l'effet d'activité de *hamstring* à des angles bien définit par l'analyse expérimentale où l'activité de ce muscle est maximale.

- étudier l'effet de charge additionnelle soulevée par la main à des angles placé à l'extrémité de marge de flexion.

- Finalement à 90° de flexion et en conservant le même moment au niveau du joint du genou dans le cas de référence on a étudié l'effet de l'altération de l'orientation du fémur contre le tibia qui représente un point de différence fort entre l'exercice de *squat* et l'autre variété d'exercices à chaîne cinétique fermée (CKC) (pression de la jambe, squat puissant et squat d'avant, ect...).

Ces travaux sont publiés dans deux articles comme suit :

1- Journal: Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering

Knee joint biomechanics in closed-kinetic-chain exercises

M. Adouni and A. Shirazi-Adl*

Department of Mechanical Engineering, Ecole Polytechnique, P.O. Box 6079, Station Centre-Ville, Montreal,
Quebec, Canada H3C 3A7

(Received 5 September 2008; final version received 16 December 2008)

2- Conf: Transactions, ORS, 55th Annual Meeting, #1943, Las Vegas, 2009.

Knee Closed-Kinetic-Chain Squat Exercises

Generate High Cartilage Contact Stresses and Low Ligament Forces

Adouni, M, Shirazi-Adl, A*

Department of Mechanical Engineering, Ecole Polytechnique, P.O. Box 6079, Station Centre-Ville, Montreal,
Quebec, Canada H3C 3A7

Chapitre3

Méthode

3.1 Modèle des éléments finis

Le modèle d'éléments finis de l'articulation du genou employé dans cette étude est développé initialement par Bendjaballah et *al.* (Bendjaballah et *al.*, 1995) et qui est reconstruit d'un cadavre d'un spécimen femelle. Suite aux travaux de Moglo et Shirazi-Adl (Moglo et Shirazi-Adl, 2003a, 2003b et 2005), ce modèle a subi des améliorations par l'addition de mécanisme extenseur et les muscles fléchisseurs dans les travaux de Mesfar et Shirazi-Adl (Mesfar et Shirazi-Adl, 2005). À pour objectif cette fois-ci de simuler les exercices à chaîne cinétique fermée (CKC) comme l'exemple de *squat*.

Une représentation du corps rigide a été considérée pour chacun de structure osseuse : tibia, fémur et rotule, ce qui va offrir une précision et un temps plus efficace dans une analyse non linéaire. Ce choix est dû à leurs rigidités beaucoup plus grandes comparées à celle des tissus mous (Donahue et *al.*, 2002). Chaque structure osseuse a été représentée par un nœud primaire (Point de référence, PR) situé à son centre et par un ensemble de système de coordonnées convecteur local qui tourne avec le corps rigide. Une génération automatique des maillages exécutés nous conduit à 162 éléments solide (à 8 nœuds) formant le cartilage tibial dans son côté médial et latéral, 244 éléments solide (à 8 nœuds) constituant le cartilage fémoral et 49 éléments solide (à 8 nœuds) pour le cartilage couvrant la rotule. Pour les deux ménisques (latéral et médial), on a considéré un modèle composite non homogène constitué d'une matrice de base renforcé par un réseau radial et circonférentiel des fibres de collagène. Dû à leurs formes, les deux ménisques ont été modélisés par un ensemble d'éléments solide dans les directions radiales, circonférentielle et axiales ayant pour résultat un total

d'éléments solides de 424 (à 8 nœuds). Un total des 1212 éléments ressort renforçant ces éléments solide ont été également employés pour modéliser le réseau de collagène dans tout le modèle du ménisque, dans des directions radiales et circonférentielle.

Les différents ligaments constituant le modèle du genou sont modélisé par 51 éléments ressort uniaxiaux, la partie antérieure et postérieure du ligament croisé antérieurs (LCA), chacune est défini par trois éléments, même technique employée pour le ligament croisé postérieur (LCP), les parties antérieure, postérieure, supérieure et inférieure du ligament collatéral latéral (LCL) par trois éléments, de même pour les ailerons rotuliens interne et externe (MPFL pour « *Medial Patellofémoral Ligament* » et LPFL pour « *Lateral Patellofémoral Ligament* »), sont modélisés par quatre et trois éléments respectivement, et enfin , le ligament patellaire (tendon patellaire, TP) par neuf éléments. Une attention particulière était concentrée sur le ligament collatéral médial (LCM) qui enroule autour du bord osseux médial proximal du tibia en plus de ces attachements périphériques au ménisque médial. Ce ligament a été modélisé dans ses différentes parties par 20 éléments.

Les deux groupes des muscles de quadriceps et de *hamstring* sont représentés par trois composantes; la première par vastus lateralis (VL), rectus femoris-vastus intermidus medialis (RF/VIM) et vastus medialis obliquus (VMO) et la dernière par biceps femoris (BF), sartorius-gracilissemittendinosus (TRIPOD) et semimembranosus (SM).

Les muscles de quadriceps leurs chargement sont basés sur leurs sections physiologiques relatives tel que VMO : RF/VIM : VL = 2: 3 : 2.5 rapportés par (Sakai et *al.*, 1996). Prise du modèle d'angle Q (Q l'angle= 14°, Sakai et *al.*, 1996) et dans le plan frontal, la direction de RF/VIM est parallèle à l'axe fémoral, le VMO est à 41° médial tandis que le VL est à 22° latéralement. Dans le plan

sagittal, RF/VIM est orienté de 4° antérieur à l'axe fémoral tandis que les VMO et les VL sont orienté parallèles à l'axe fémoral. Les rapports relatifs du chargement utilisés pour trois composantes distincts des muscles de *hamstring* sont des BF : SM : TRIPOD = 1:1 : 0.4 (Kwak et *al.*, 2000). Dans le plan frontal, le BF est orienté à 11.8° médial, le SM est à 7° latéralement et le TRIPOD est à 7.1° médial relativement à l'axe tibial. Dans le plan sagittal, le BF est parallèle à l'axe tibial tandis que le SM et le TRIPOD sont orienté de 16.1° et 18.7° postérieurement à cet axe, respectivement (Aalbersberg et *al.*, 2005 ; Hillman, 2003) (Fig. 3.1, 3.2).

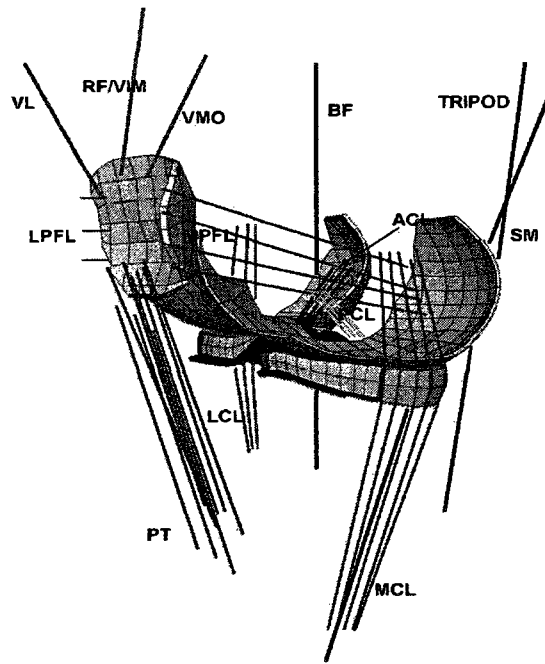


Figure. 3. 1: Le modèle d'éléments finis d'articulation du genou montrant le cartilage, ménisque, ligaments, tendon patellaire (TP), bloque des muscles de quadriceps. Les structures osseuses sont assumé rigides et non montrés. Les composantes de quadriceps sont VMO : vastus medialis obliquus, RF : rectus femoris, VIM : vastus intermidus medialis, et VL : vastus lateralis. Les composants de hamstring sont le BF : biceps femoris, SM : semimembranous et le TRIPOD composé par SR : Sartorius, GR : Gracilis et ST : Semitendineux, LPFL : ligament patellofémoral latéral, MPFL : ligament patellofémoral médial.

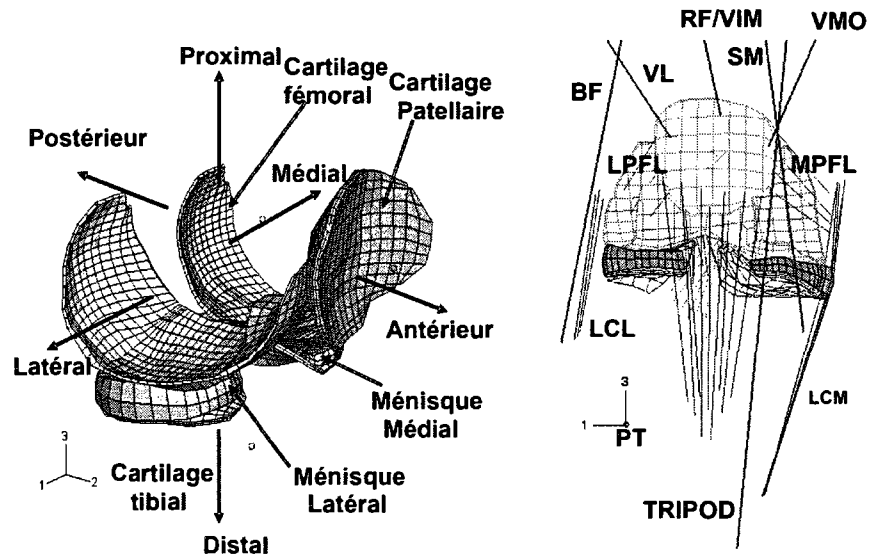


Figure. 3. 2: Une vue antérieur-latéral (Coté gauche) du ménisque et cartilage articulaire et une vue antérieure (coté droit) de modèle d'éléments finis d'articulation du genou.

Les couches articulaires du cartilage couvrant les corps rigides osseux sont considérées isotrope homogène avec un module élastique $E = 12\text{MPa}$ et un coefficient de poisson de 0.45. La matrice du ménisque (indépendamment de renfort fibres non linéaires de collagène dans les deux directions circonférentielle et radiale) est également prise comme isotrope avec 10 MPa pour le module élastique et 0.45 pour le coefficient de poisson. Les fibres de collagène employées pour renforcer le structure du ménisque sont de type I leurs répartitions est basée essentiellement sur la fraction volumique caractéristique de chaque zone constituant le ménisque et qui est déterminée à partir de la loi de mélange suivante.

$$E_T^{SEC} = \alpha E_F^{SEC} + E_M$$

Avec E_T^{SEC} , E_F^{SEC} sont les module de Young sécante de ménisque et de fibre, α la fraction volumique de fibre et $E_M = 10\text{MPa}$ la module d'élasticités des matrice,

la module de Young choisi pour la modélisation de ménisque et de 60 MPa au niveau de la zone superficielle (Whipple et *al.*, 1984), mais dans la zone moyenne, puisque le réseau de collagène est prédominant on a choisi 170MPa (Fithian et *al.*, 1989). À l'aide de cette valeur du module de Young et de l'équation ci-dessus et pour différentes plages de déformation on a obtenu une fraction volumique moyenne égale à 7% pour les deux zones superficielles dans les deux directions radiale et circonférentielle et 14% pour la zone moyenne où il y a seulement une répartition circonférentielle de fibre.

Les éléments uniaxiaux qui constituent les ligaments sont définis avec des pourcentages différents de pré-tension et un comportement non linéaire en tension de matériaux (sans résistance en compression) basé sur la littérature (Butler et *al.*, 1986; Stäubli et *al.*, 1999; Atkinson et *al.*, 2000) (Fig. 3.3). L'aire de section des ligaments sont 42, 60, 18, 25, 99, 42.7, and 28.5 mm² pour LCA, LCP, LCL, LCM, PT, MPFL, et LPFL, respectivement. (Mesfar et Shirazi, 2005, 2006a, b).

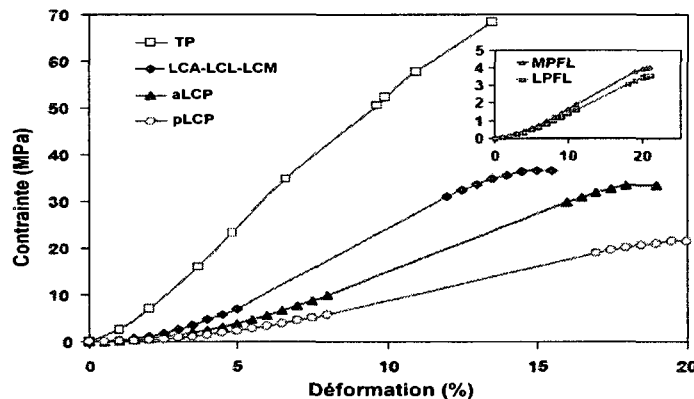


Figure. 3. 3: La courbe de contrainte-déformation pour différents ligaments constitue le modèle et tendon patellaire TP. Ligament croisé antérieur (LCA), ligaments collatéraux médial (LCM) et latéral (LCL) et le ligament croisé postérieur (LCP) avec la partie antérieure (aLCP) et postérieure (pLCP) et les deux ligaments fémoro-patellaires (MPFL pour « *Medial Patellofémoral Ligament* » et LPFL pour « *Lateral Patellofémoral Ligament* »

Dû à la présence de rotation finis de tibia et de rotule, les mouvements tridimensionnelles de ce segment osseuse est caractérisé par un système de coordonnées propres (Groods and Suntay, 1983). Les rotations tibial (interne-externe, varus-valgus) et patellaire (médial-latéral, tilt) sont défini par rapport un système de coordonnées local convective. La configuration tibial et patellaire à chaque instant de chargement est défini par trois translations les longs des axes global et par trois angles d'Euler (Annexe). Les articulations du cartilage-cartilage au niveau du joint patellofémoral et tibiofémoral et ménisque-cartilage au joint tibiofémoral sont simulé à l'aide d'un algorithme de contact *surface to surface* qui offre une bonne précision au niveau de paramètre de contact.

3.2 Simulations

Les analyses actuelles sont exécutées dans des conditions aux rives les plus stables et les plus proches au cas réel pour différents angles de flexions. Le fémur est fixe tandis que le tibia et la rotule sont laissés complètement libres excepté l'angle tibial de flexion qui est prescrit. Pour chaque analyse une configuration de référence est initialement produite à pleine extension en considérant la réponse du joint du genou sous l'action de pré-tensions ligamentaires (Mesfar et Shirazi-Adl, 2006b). Avant le lancement de cette étape et l'application de charge externe les déformations initiales dans le LCA-am, LCA-pl, LCP-al, LCP-pm, LCL, LCM, MPFL et LPFL sont égales respectivement à 1%, 8%, -22%, -10%, 2.5%, 3%, 3% et 3% (am = antérieur-médial, pl= postérieur-latéral, al = antérieur- latéral, pm = postérieur-médial). Le tibia subit une action de flexion d'une manière successive à des nouvelles positions sur une plage de flexion qui varie entre 20° et 90° par un incrément de 10°. À chaque positions on fixe l'angle de flexion et on cherche alors les forces de muscle du quadriceps qui équilibrent le moment d'une force de réaction verticale appliquée au pied ce qui va tendre le moment au niveau du joint vers zéro. Pour éviter l'effet inattendu au niveau de la cinématique du joint du genou, due à l'erreur de positionnement médiale-latérale de force de réaction verticale, la rotation couplée

du tibia autour de l'axe local normal à l'axe instantané de rotation de flexion de tibia était également fixé. Puisque notre modèle d'élément fini représente la géométrie d'un sujet femelle, la force de réaction à chaque pied est prise égale à 303.3 N (c.-à-d., pour un poids total de 61.9 kg) (De Leva, 1996). À chaque angle de flexion, la force de réaction verticale de 303.3 N est appliquée sur le tibia à un bras de levier sagittal afin de produire le moment du joint désiré rapporter pour les sujets femelles pendant les exercices de *squat* (Fig. 3.4, Cohen et *al.*, 2001). Les analyses non linéaires sont exécutées utilisant ABAQUS 6.7 (Hibbitt, & de karlsson ; Sorensen, Inc., Pawtucker, RI) (Fig. 3.5).

Dans le cas de référence (cas *a*, Fig. 3.4), une force de réaction verticale de 303.3 N placée au pied dans le plan sagittale, afin de produire un moment au niveau du joint du genou qui augmente de 14.59 Nm à 20° jusqu'à 59.4 Nm à 90° de flexion (cas *a*, Fig. 3.4). (Cohen et *al.*, 2001). Pour examiner l'effet de ce chargement réaliste contre un moment pur chargeant le joint du genou comme utilisé par Cohen et *al.* (Cohen et *al.*, 2001), ces analyses sont toutes répétées avec le remplacement de la force de réaction par un moment sagittal fléchisseur pur (Fig. 3.4, cas *b*). Dans le cas de chargement additionnel (cas *c*, Fig. 3.4), un complément d'une charge externe de 300 N dans les mains est simulé aux angles 20° et 90° du joint on appliquant une force de réaction plus grande de 453.31 N (= 303.3 + 300/2) à chaque pied aux mêmes emplacements (le même bras de levier) comme dans le cas (*a*) où un aboutissement à un moment de joint plus grand, respectivement, de 21.8 N.m et 88.8 N.m. Le rôle de co-activité du *hamstring* sur la réponse du joint du genou était examiné dans le cas (*d*) dans des angles bien définit à 30° et 50° de flexion du joint (Escamilla et *al.*, 1998; Stuart et *al.*, 1996) et sous condition de chargement identique (c'est-à-dire, le même bras de levier et force de réaction) comme dans le cas de référence (*a*), la force totale employée pour le *hamstring* est de 178 N transmettant une activité relative de 10 % de l'activité totale (Brand et *al.*, 1986). Finalement à 90° de flexion du joint du genou et on conserve le même moment de 59.4 Nm que dans le cas de référence (*a*), les orientations fémoral et tibial sont changés de 45° et 45° à 60° et 30° (cas *e*,

Fig.3.4) ou à 75° et 15° , respectivement. Dans la dernière condition, sous le même moment fléchisseur, la force de réaction verticale est aussi augmentée à 503.31 N, une simulation d'une charge externe totale de 400 N tenus dans les mains (cas f, Fig 3.4). La position sagittale de la force de réaction au pied dans chaque condition de chargement (à part le moment pur chargeant le cas *b*) est choisie afin de rapporter la transmission des moments de flexion désirables indiqués dans le Fig.3.4.

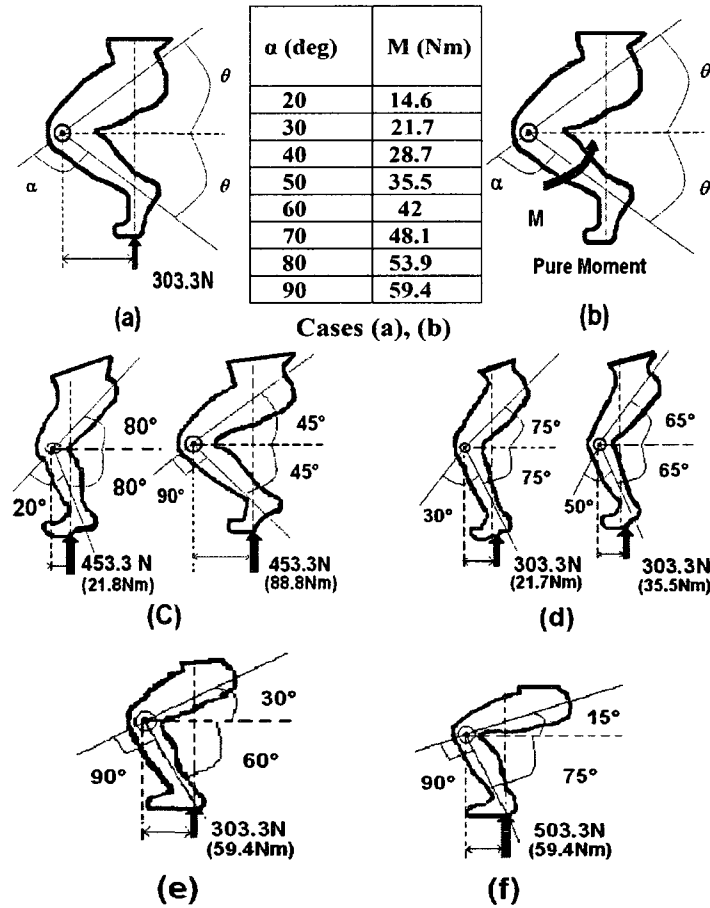


Figure. 3. 4: Les cas de chargement Simulés, (a) le cas de référence avec des angles et des moments produits inscrits dans le tableau, (b) le cas de moment pur avec des angles et des moments inscrits dans le tableau, (c) une charge supplémentaire de 300N dans les mains à 20° et 90° avec la force de réaction (le moment) montré dans la figure, (d) co-activation du *hamstring* de 10 % (178N) à 30° et 50° avec la force de réaction (le moment) montré, (e) le changement de l'orientation de fémur et tibia à 90° de flexion de 45°-45° à 30°-60° avec la Force de réaction (le moment) montrée, et (f) le changement de l'orientation de fémur-tibia à 90° de flexion de 45°-45° à 15°-75° avec une charge supplémentaires de 400 N dans les mains et la réaction (le moment) montré.

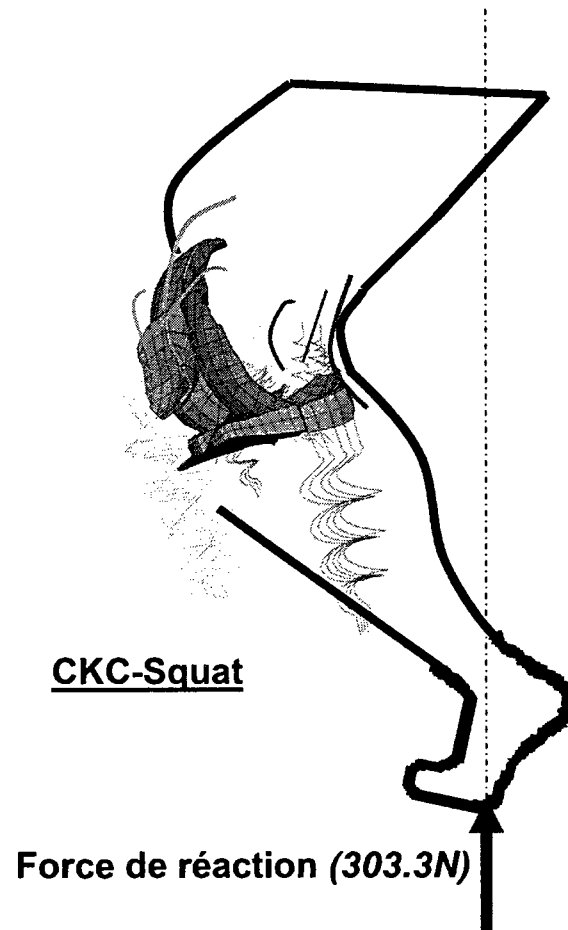


Figure. 3. 5: Présentation de modèle des éléments finis Simule l'exercice CKC–*Squat*.

Chapitre 4

Résultats

4.1 Cinématique de joint du genou

Tous les déplacements définis au niveau du joint du genou sont déterminés à partir du nœud primaire qui représente l'ensemble d'os constituant le modèle, puisque le fémur est fixe. Seulement le déplacement tibial et patellaire sont illustrés dans nos analyses.

4.1.1 Cinématique du joint tibiofémoral

Le tibia se déplace antérieurement d'une valeur moyenne de 1.5mm dans le cas de chargement avec un moment pur (cas b, Fig. 3.4) par rapport à celui du cas de référence (cas a). Ce déplacement est altéré avec l'augmentation du chargement par 15Kg à la main (cas c) et se déplace postérieurement avec l'action de muscle de *hamstring* (Fig. 4.1). Le déplacement médial du tibia tend à augmenter sur toute la gamme de flexion atteignant un maximum de 4mm à 90° de flexion dans le cas de référence (cas a) (Fig. 4.2), ce déplacement diminue avec l'augmentation de charge au niveau des mains (cas c) et avec le changement de configuration angulaire (cas e et f). L'augmentation de charge au niveau des mains (cas c), la co-activité du *hamstring* (d), augmente la translation proximale du tibia par rapport au fémur, (Fig.4.3). Les rotations couplées interne-externe et varus-valgus du tibia (Fig.4.4, Fig. 4.5) montrent bien l'effet induit par le changement du mode de chargement (cas a et b).

4.1.2 Cinématique du joint patellofémoral

Les cinématiques du joint patellofémoral suit la même tendance pour différents cas d'analyses, tel que le déplacement sur toute la gamme de flexion est d'une manière distale (Fig. 4.6), latérale (Fig. 4.7) et postérieur (Fig. 4.8). Les rotations du joint patellofémoral sont présentées par rapport aux différents axes anatomiques (Fig.4.9, Fig. 4.10, Fig. 4.11).

4.2 -Distribution de charge

4.2.1 Mécanisme extenseur

La force totale des muscles de quadriceps augmentent considérablement avec la flexion du genou de 20° à 90° atteignant un maximum de 3960 N à 90° dans le cas de référence (cas *a*) (Fig. 4.12). Cette force est légèrement changée dans le cas de chargement de moment pur (cas *b*) et augmente considérablement en présence de charge dans les deux mains et la co-activité des muscles du *hamstring*, en effet il atteint un sommet de 5560 N dans le cas (*c*) à 90° (Fig. 4.12). Les mêmes tendances sont calculées pour la force de ligament patellaire (tendon patellaire TP) où il augmente avec la flexion à 1575 N et atteint une valeur maximale de 2312 N à 90° dans le cas de référence (cas *a*) et le cas (*c*) avec une charge supplémentaire dans les mains, respectivement (Fig. 4.13). Le ratio de la force du ligament patellaire par rapport au forces de quadriceps est presque la même pour tous les cas et diminuent considérablement de 0.95 à 0.39 avec l'augmentation de la flexion du joint du genou de 20° à 90° (Fig. 4.14). Le bras de levier effectif du joint, estimé comme le rapport du moment au niveau du joint à la force du ligament patellaire (TP) diminue avec la flexion du joint du genou (Fig. 4.15). La co-activité des muscles du *hamstring* diminue nettement le bras de levier d'extenseur (Fig. 4.15).

4.2.2 Forces ligamentaires

Dans le cas de référence (cas *a*), la force de LCA disperse de 46 N à 20 ° à < 1 N à 50°. Au contraire, une force beaucoup plus grande de LCA était calculée sous l'action de chargement avec moment pur (cas *b*) qui augmente initialement à une valeur maximale de 141 N à 60° et diminue ensuite à 90° (Fig. 4.16). La co-activité du *hamstring* diminue la force de LCA à 30° tandis que la charge dans les mains l'augmente à 20° (Fig. 4.16). Contrairement au LCA la force de LCP, reste très petits < 20 N et démontre une tendance renversée par rapport à la force du LCA et atteigne sa valeur maximale à 90° dans le cas de référence (cas *a*) (Fig. 4.17). Les forces dans le LCM et LCL restent complètement petites et ne dépassent pas les 50 N et 35 N, respectivement, dans tous les cas et dans tous les angles de flexion. En général ils augmentent seulement dans les cas où il ya une activation de muscle de *hamstring* (cas *d*) et le chargement avec moment pur (cas *b*) (Fig. 4.18) (Fig. 4.19).

4.2.3 Contact

La composante inférieure-supérieure de la force du contacte patellaire est nulle jusqu'à 50° de flexion et augment d'une manière brusque sur le reste de la gamme de flexion et atteigne une valeur maximale de 1246N à 90° avec le cas (*c*) où il y a une charge additionnelle aux mains (Fig. 4.20). La composante médiale-latérale augmente avec la flexion du joint pour différents cas d'analyses et qui en action médiale sur toute la gamme de flexion (Fig.4.21). L'activation des muscles du *hamstring* (cas *d*), la présence de charge additionnelle aux deux mains (cas *c*), l'altération de configuration angulaire (cas *e* et *f*) augmentent la composante de la force de compression patellaire (Fig. 4.22) est qui représente la composante la plus élevée par rapport aux restes de composantes chargeant le joint patellofémoral.

Pour différents cas d'analyses, la composante médiale-latérale de force tibiale agit latéralement, à l'exception du cas (*d*) où il y a une activation des muscles de *hamstring* à 30° qui va la changer à une action médiale (Fig. 4.23). Cette composante est presque négligeable par rapport aux autres composantes qui sont illustrés sur les figures 4.24 et 4.25. Une action postérieure pure sur toute la gamme de flexion et pour tous les cas, (Fig.4.24) et qui atteint les 433N, 489N, et 653N pour les cas (*a*), (*e, f*) et (*c*) respectivement. Avec la même tendance que le contact patellofémoral, la force de compression tibiale représente la composante la plus dominante sur toute la phase de flexion, tel qu'ils augmentent considérablement jusqu'à 1363.1N, 2417.7N sous l'action d'activation des muscles du *hamstring* à 50° et avec l'addition d'une charge de 15Kg à la main à 90°, respectivement, (Fig.4.25).

La force du contact totale du joint tibiofémoral (TF) augmente nettement avec la flexion du genou de 598 N à 20° jusqu'à 1689 N à 90° (Fig. 4.26). Le chargement avec un moment pur diminue cette force tandis que l'augmentation de la charge des mains et la co-activité des muscles du *hamstring* accroît cette force. La force du contact du joint TF atteint sa crête de 2507 N à 90° dans le cas (*c*) dépassant 4 fois le poids du corps entier (Fig. 4.26). En raison de la grande force du quadriceps et du PT, on a calculé une grande force totale de contact patellofémoral (PF) qui augmenteraient considérablement avec la flexion atteignant une valeur maximale de 5676 N au cas *c* à 90° par lequel dépassant 9 fois le poids corporel (Fig. 4.27). La co-activité du *hamstring* et la charge supplémentaire aux mains parmi les cas d'analyses où la force de contact patellofémoral (PF) subit une augmentation considérable.

L'aire du contact TF augmente de 583.6 mm² et 433.9 mm² à 20° à 766 mm² et 687.2 mm² à 90° dans le cas de référence (cas *a*) et le cas du moment pur (cas *b*), respectivement. Il atteindrait une crête de 875 mm² à 90° au cas *c* sous la charge des mains (Fig. 4.28). L'aire du contact PF augmente également de

manière considérable avec la flexion du genou dans tous les cas; il varie de 83 mm² à 20° jusqu'à 463 mm² à 90° dans le cas de référence (cas *a*) et atteignent une crête de 511 mm² à 90° au cas (*c*) (Fig. 4.29). Les pressions moyenne/maximales du contact TF augmentent de manière significative avec la flexion du genou dans tous les cas de chargement (Fig. 4.30 et 4.31) atteignant des valeurs maximales à 90° de 2.2/10.9, 2.86/12.12, 2.4/11.53 et 2.55/14.72 MPa dans les cas (*a*), (*c*), (*e*) et (*f*), respectivement. La co-activité du *hamstring* augmente aussi ces pressions. De même, les pressions moyennes/maximales du contact PF augmentent monotoniquement avec des valeurs maximales à 90° de 11.1/ 18.99 MPa, respectivement, dans le cas (*c*). (Fig. 4.32 et 4.33).

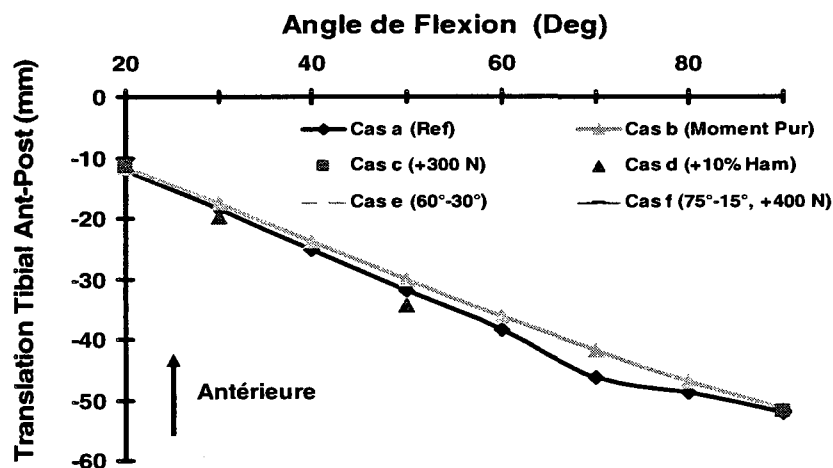


Figure. 4. 1 : les translations Tibiale antérieure et postérieure calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).

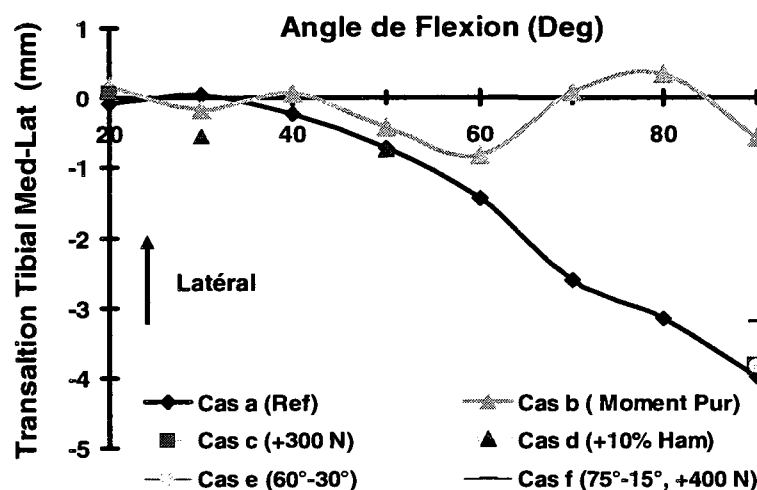


Figure. 4. 2 : les translations Tibiale médiale et latérale calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).

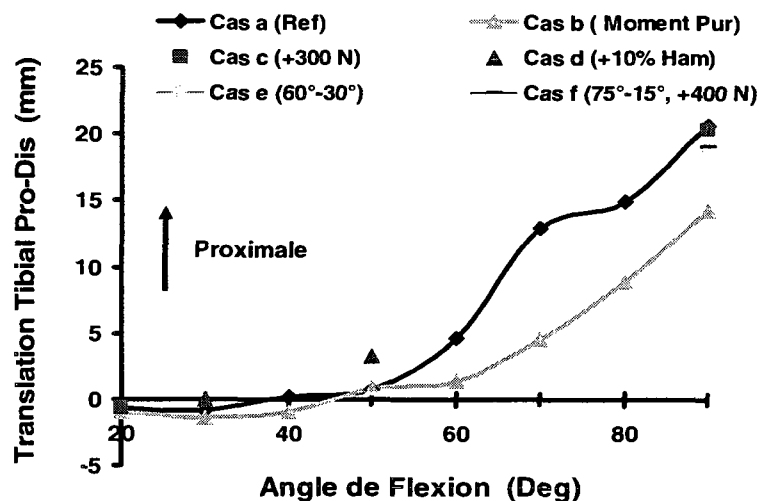


Figure. 4. 3 : les translations Tibial proximale et distale calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).

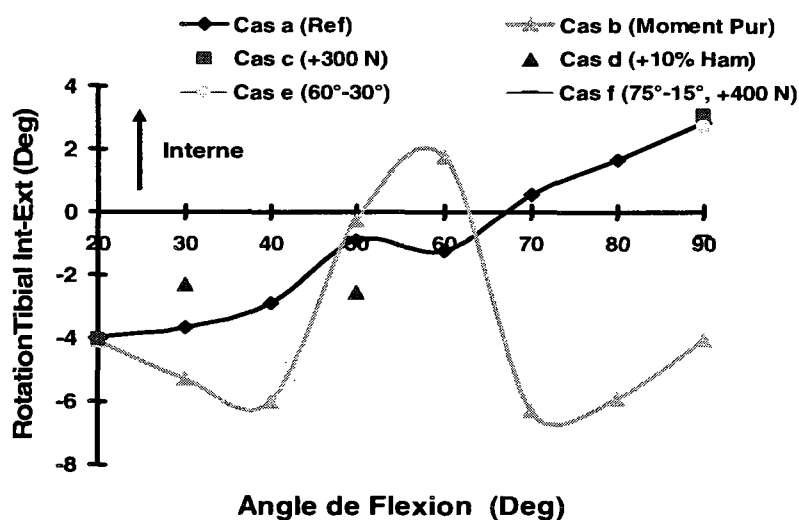


Figure. 4. 4 : les rotations Tibiale interne et externe calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).

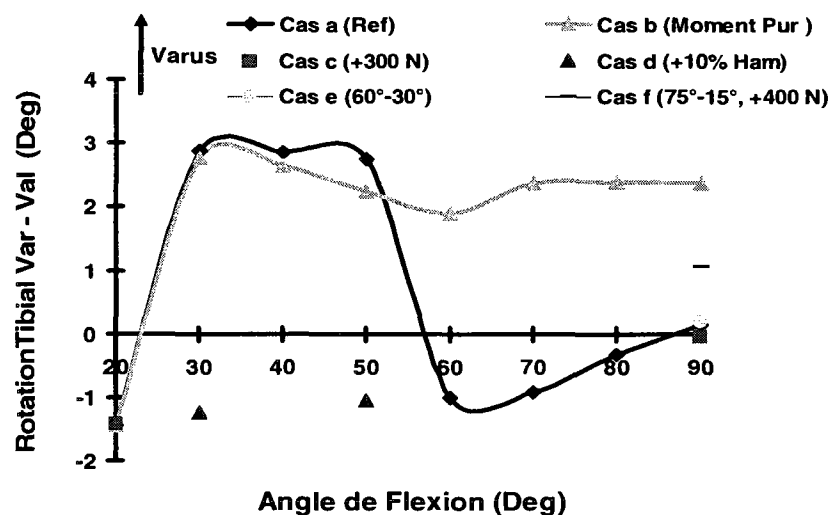


Figure. 4. 5 : les rotations Tibiale varus et valgus calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).

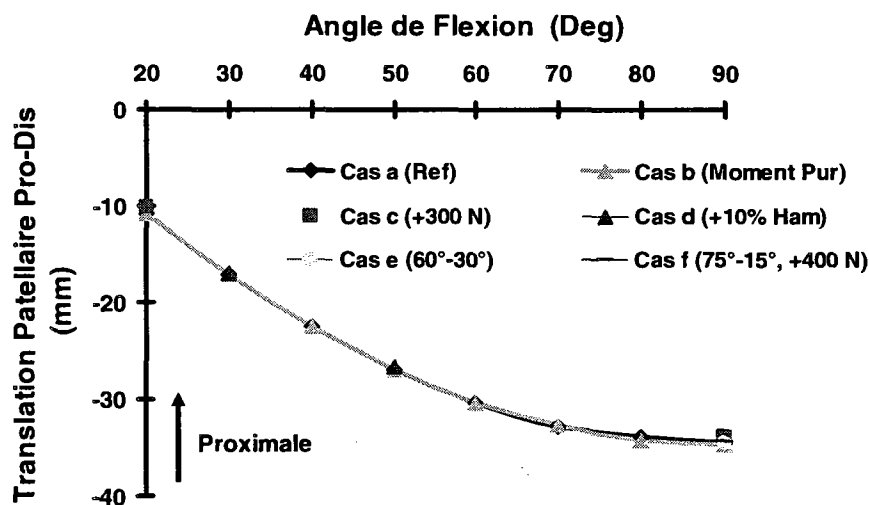


Figure. 4. 6 : les Translations patellaire proximale et distale calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).

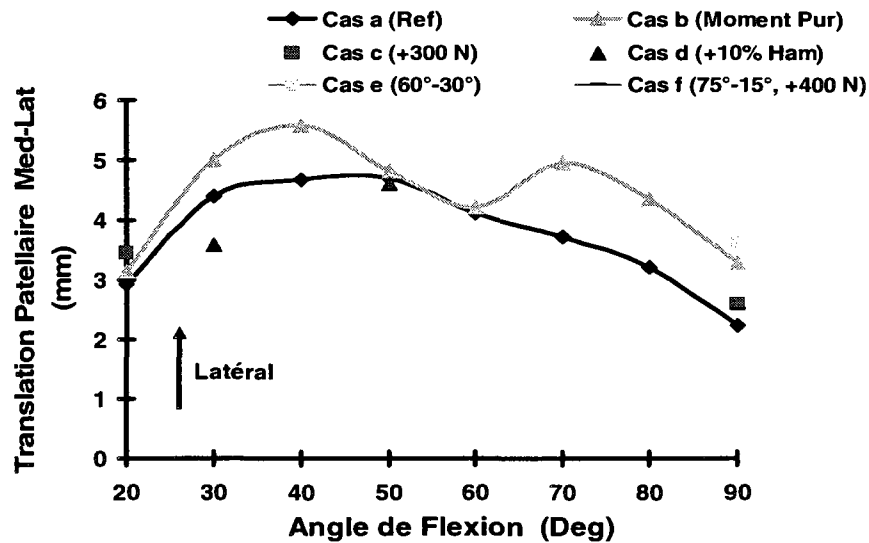


Figure. 4. 7 : les translations patellaire médiale et latérale calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).

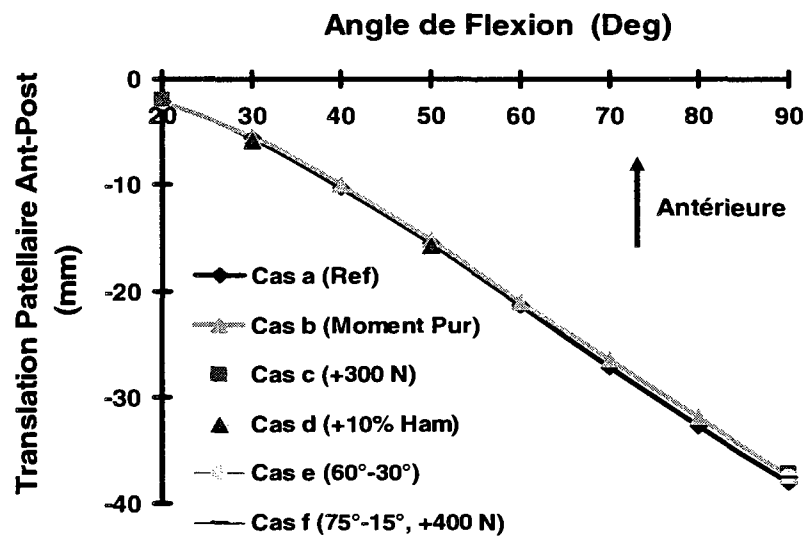


Figure. 4. 8 : les translations patellaire antérieure et postérieure calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).

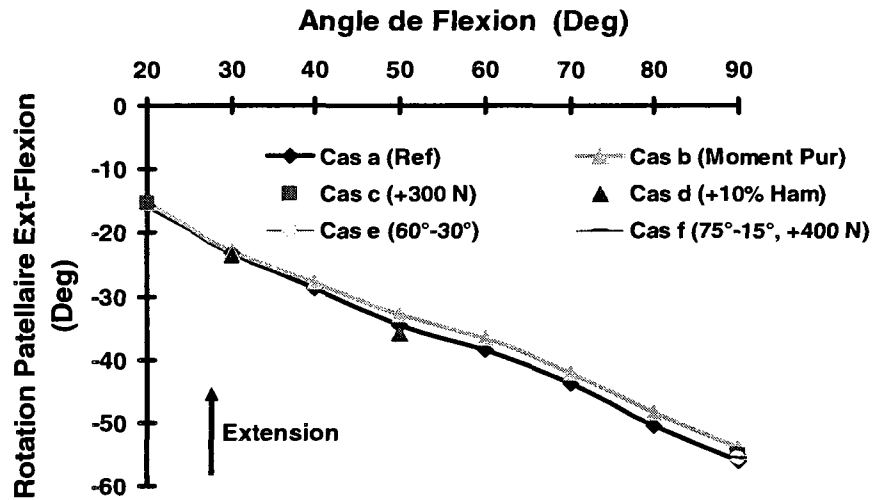


Figure. 4. 9 : les rotations patellaire extension et flexion calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).

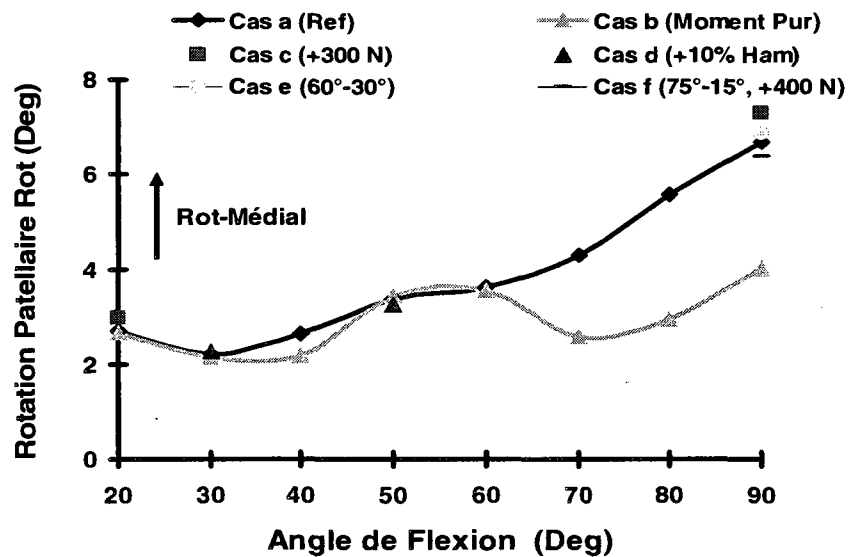


Figure. 4. 10 : les rotations patellaire Rotation (Médial -Latéral) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails)

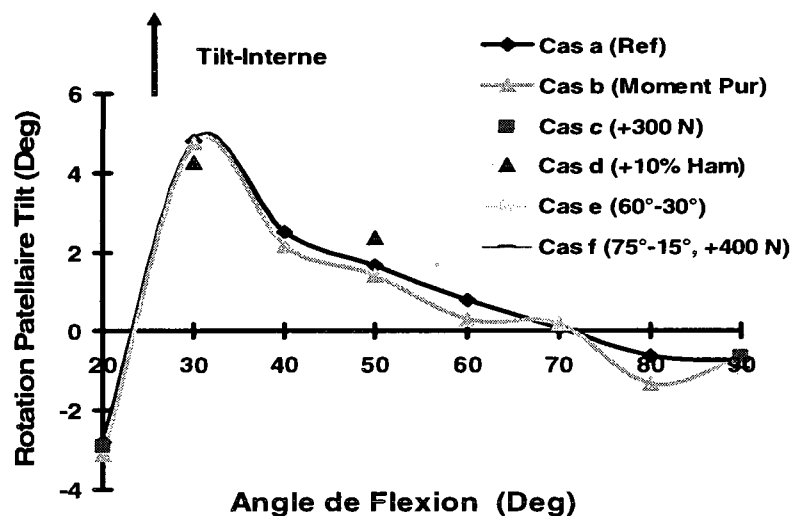


Figure. 4. 11: les rotations patellaire tilt (interne-externe) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.4 pour les détails).

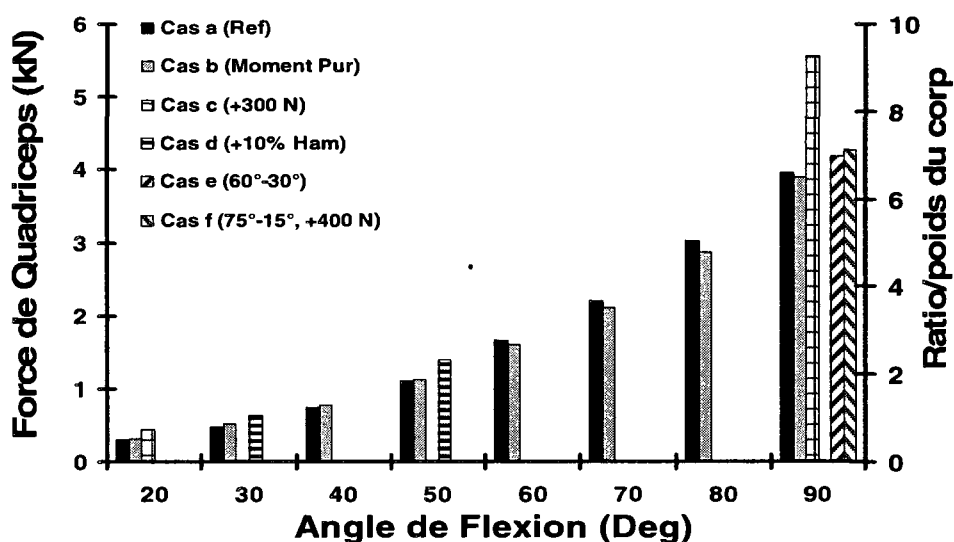


Figure. 4. 12 : Les forces de quadriceps calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails). Le rapport au poids corporel est également montré (axe droite).

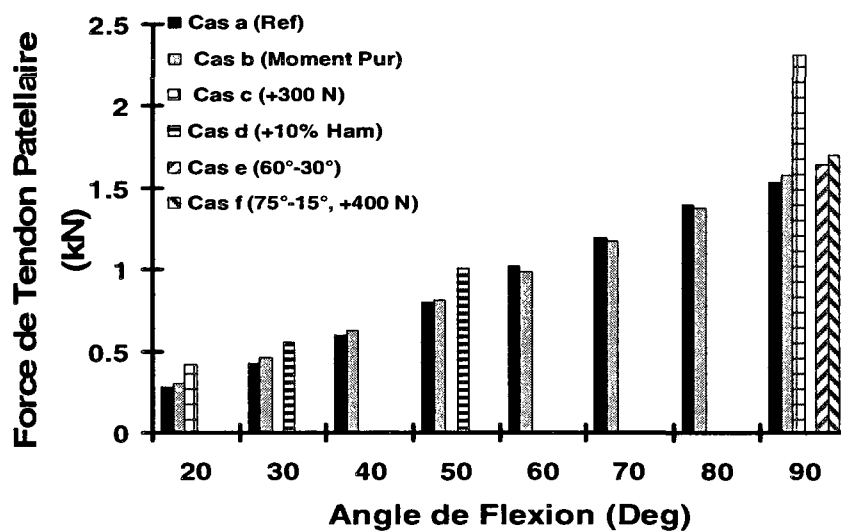


Figure. 4. 13 : Les forces de tonden patellaire (PT) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

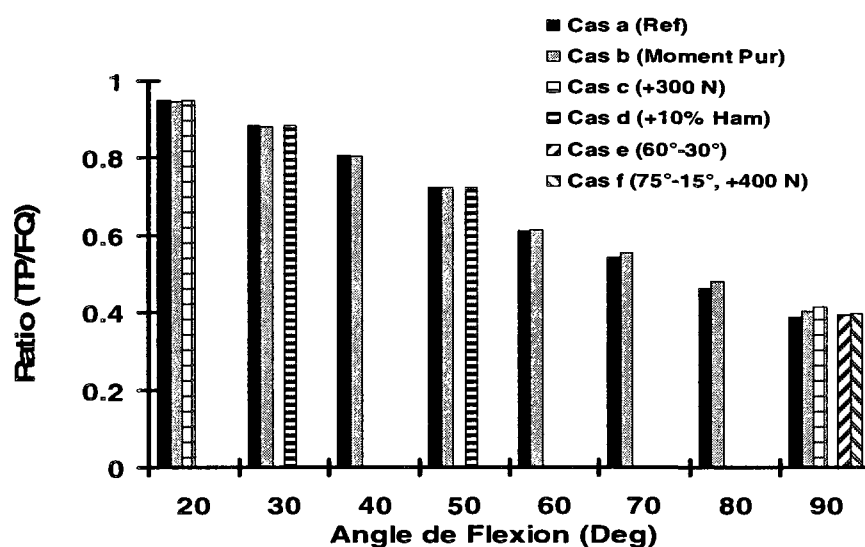


Figure. 4. 14 : Le ratio de tonden patellaire (TP) par rapport au force de quadriceps (FQ) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

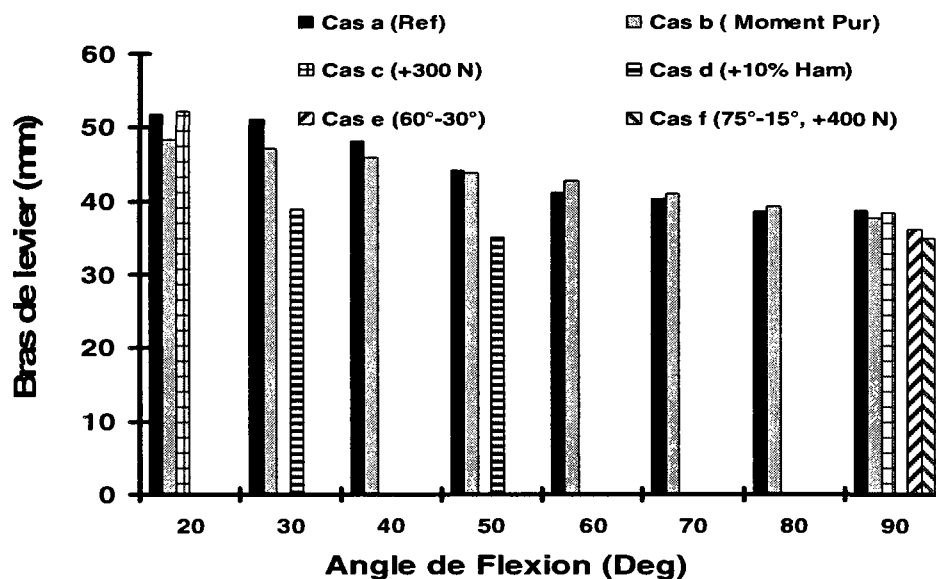


Figure. 4. 15 : Le bras de levier effectif calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

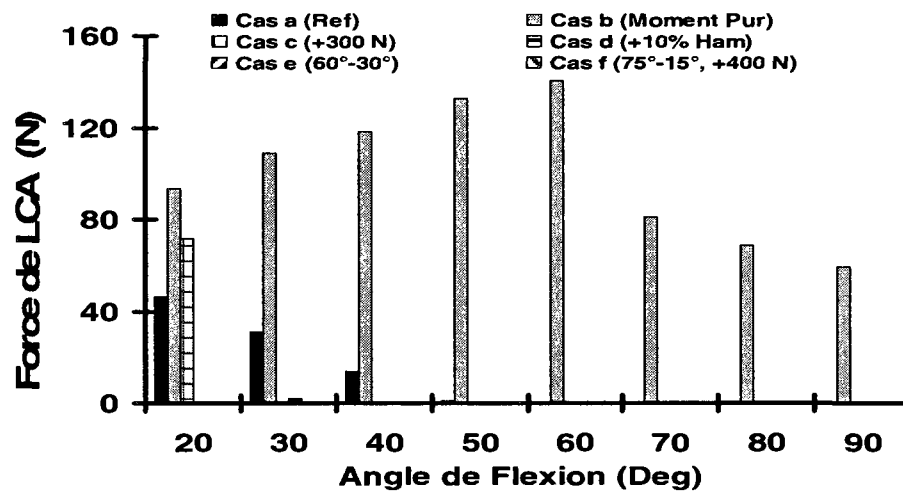


Figure. 4. 16 : Les forces de ligament croisé antérieur (LCA) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

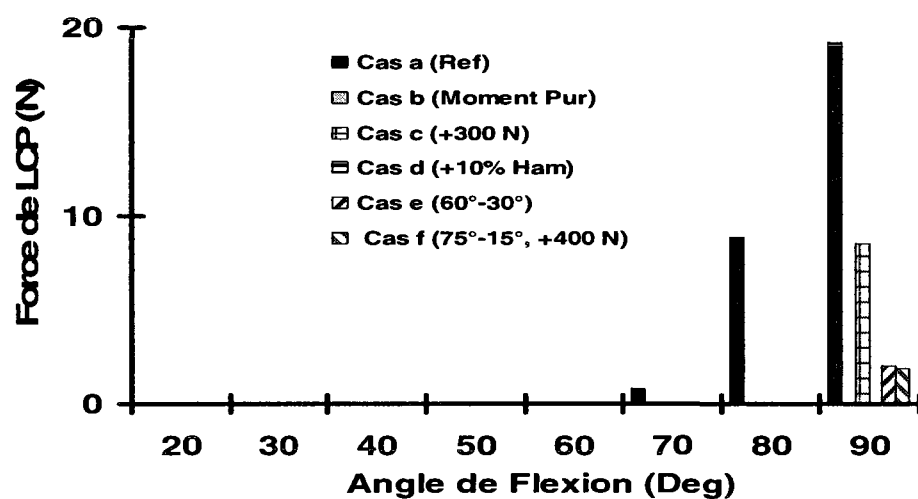


Figure. 4. 17 : Les forces de ligament croisé postérieur (LCP) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

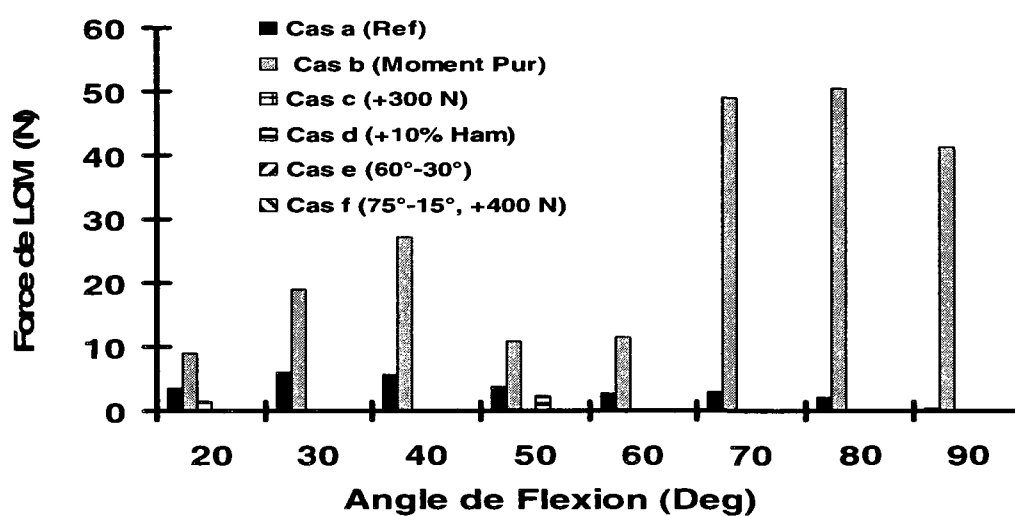


Figure. 4. 18 : Les forces de ligament collatérale médial (LCM) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

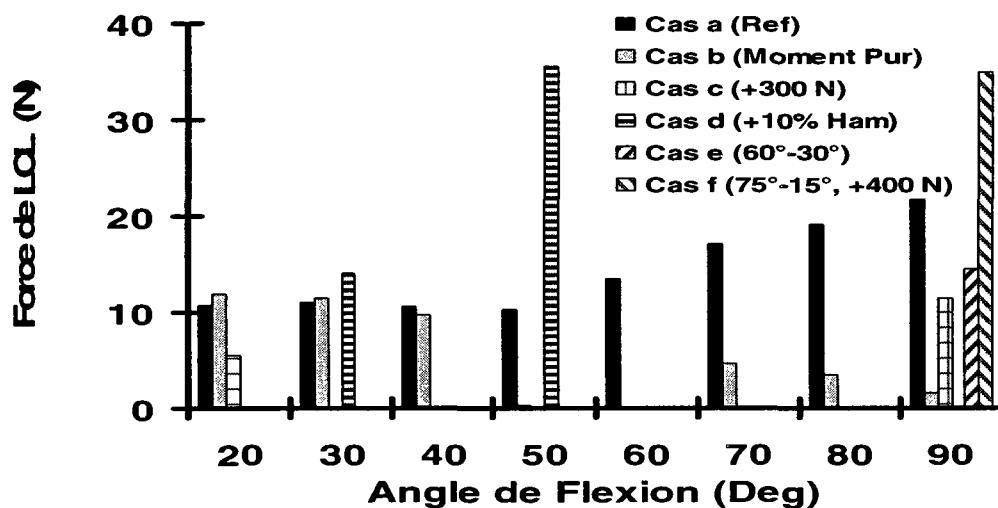


Figure. 4. 19 : Les forces de ligament collatérale latéral (LCL) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

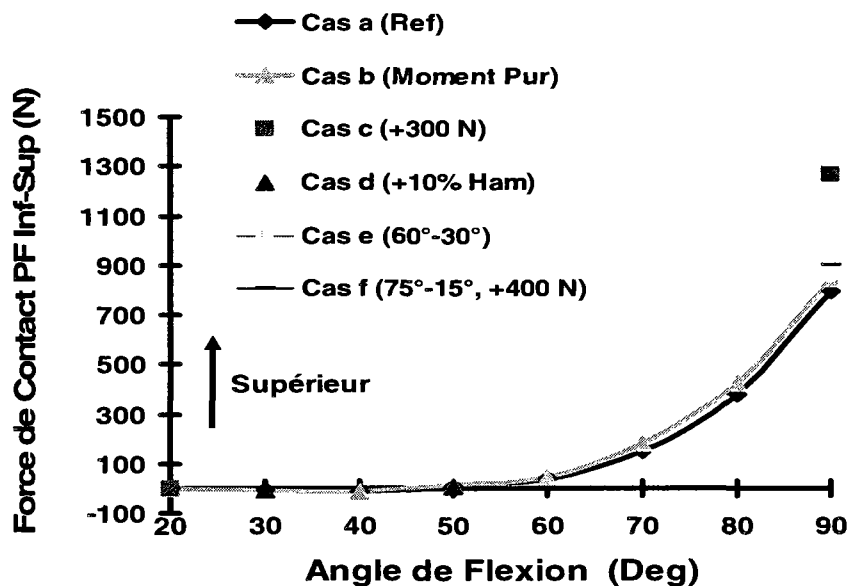


Figure. 4. 20 : La composante inférieure-supérieure de force de contact patellofémoral (PF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

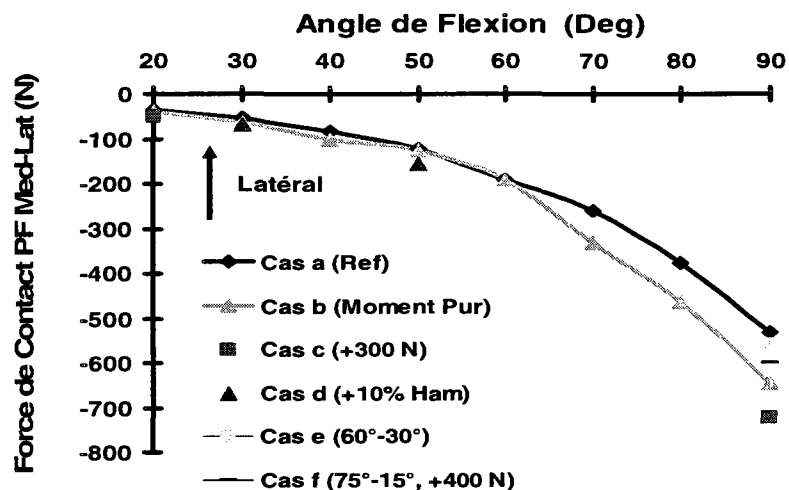


Figure. 4. 21: La composante médiale-latérale de force de contact patellofémoral (PF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

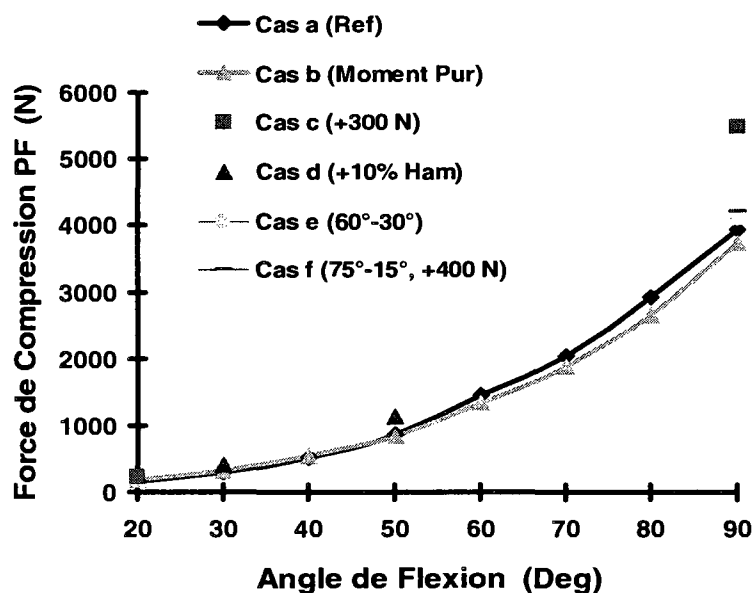


Figure. 4. 22: La composante de compression (axiale) de forces de contact patellofémoral (PF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

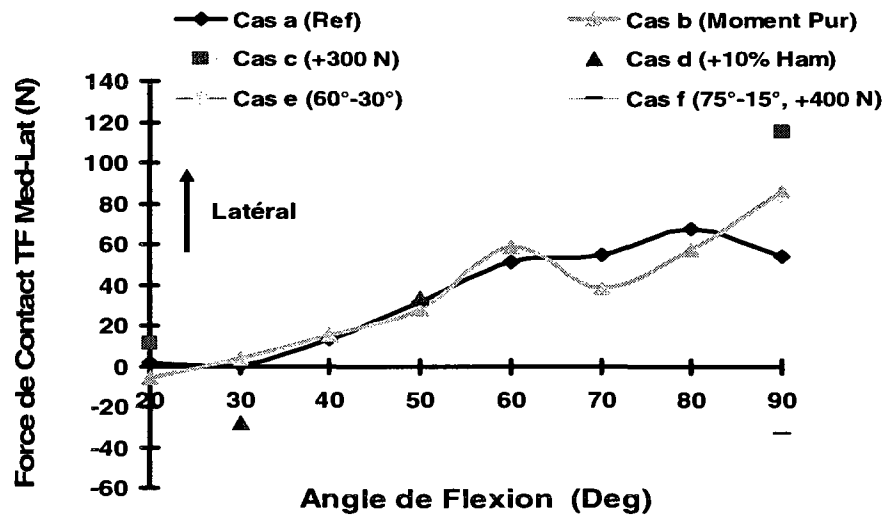


Figure. 4. 23: La composante médiale-latérale de forces de contact tibiofémoral (TF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

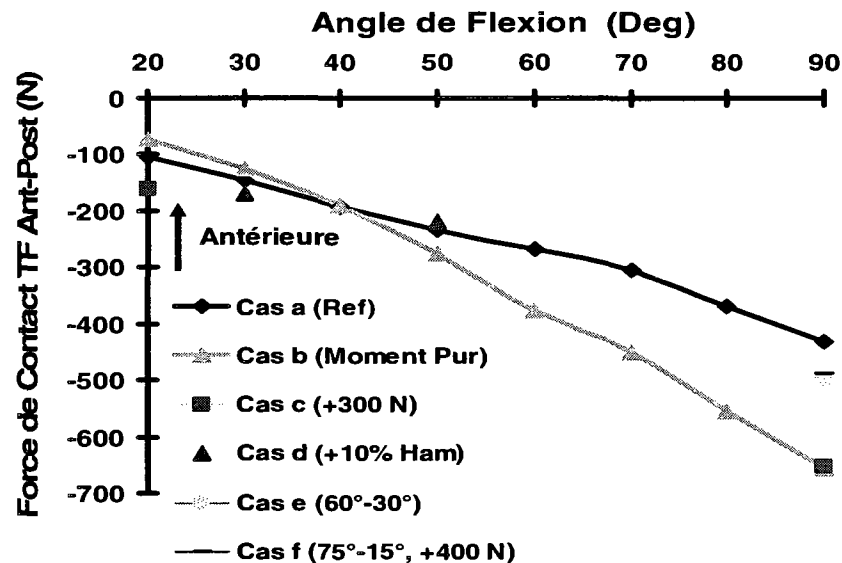


Figure. 4. 24: La composante antérieure-postérieure de force de contact tibiofémoral (TF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

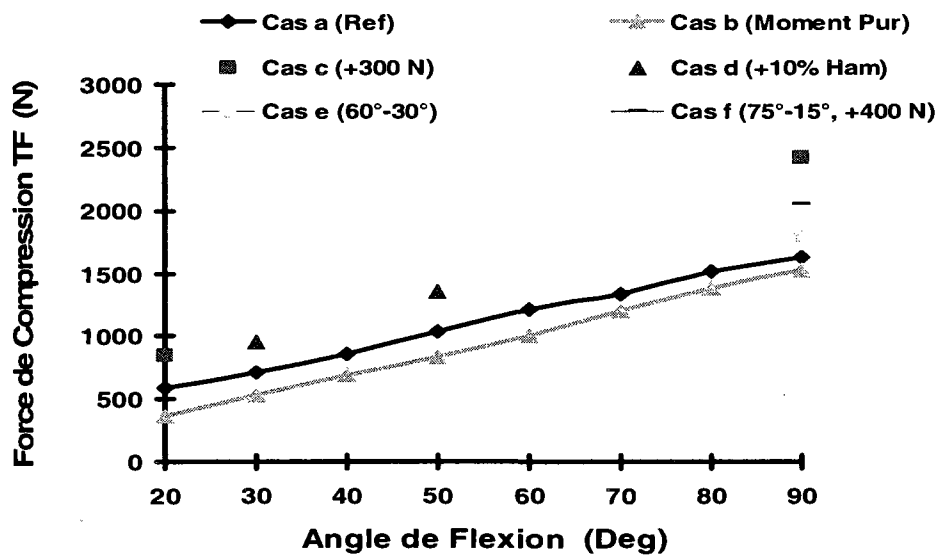


Figure. 4. 25 : La composante de compression (axiale) de force de contact tibiofémoral (TF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

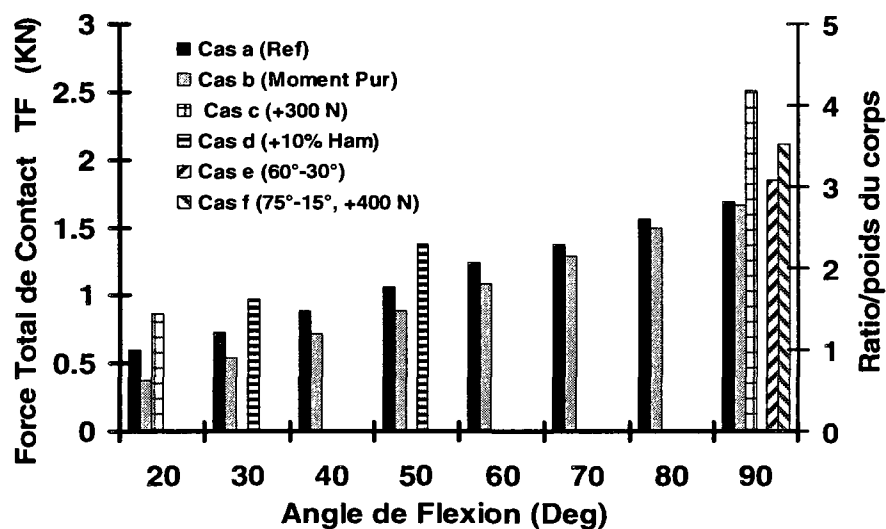


Figure. 4. 26 : Les forces de contact tibiofémoral (TF) total calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

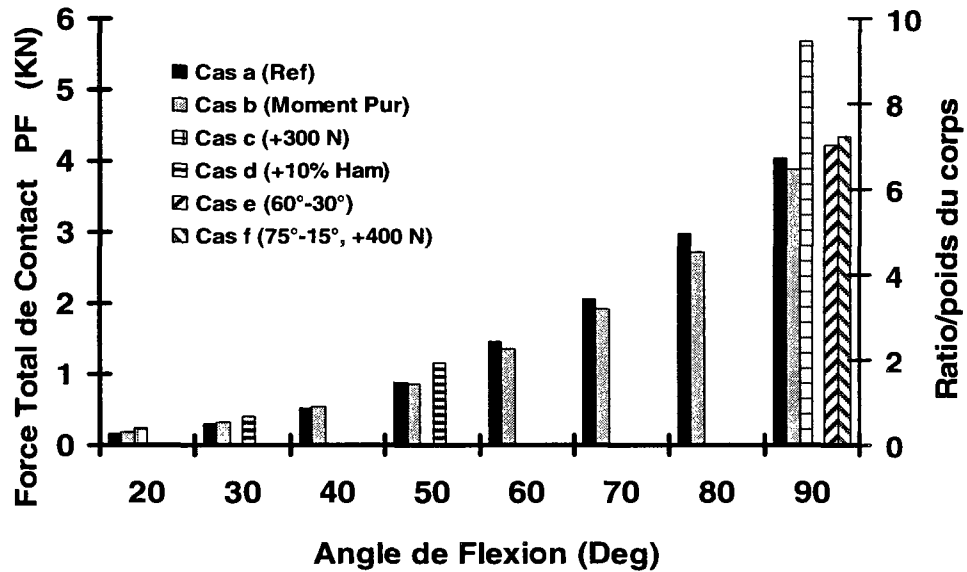


Figure. 4. 27 : Les forces de contact patellofémoral (PF) total calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

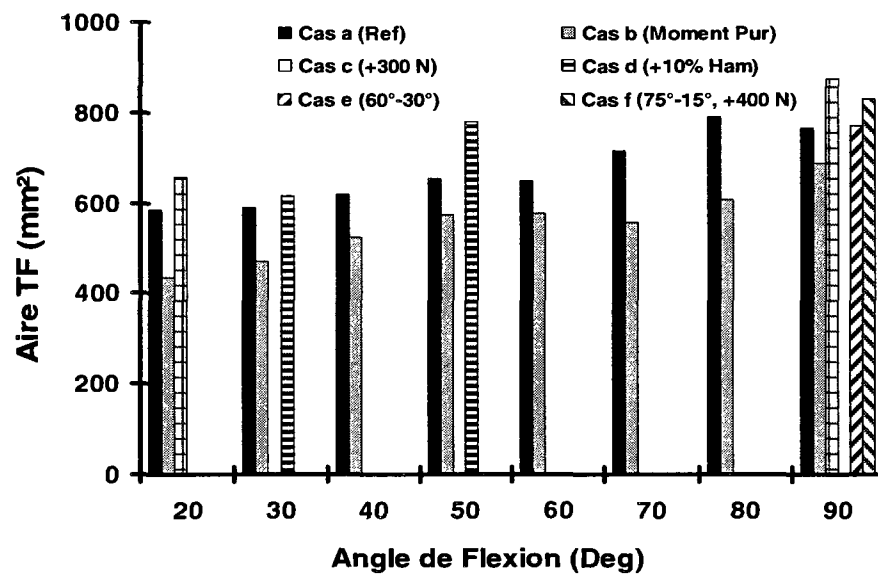


Figure. 4. 28 : L'aire de contact tibiofémoral (TF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

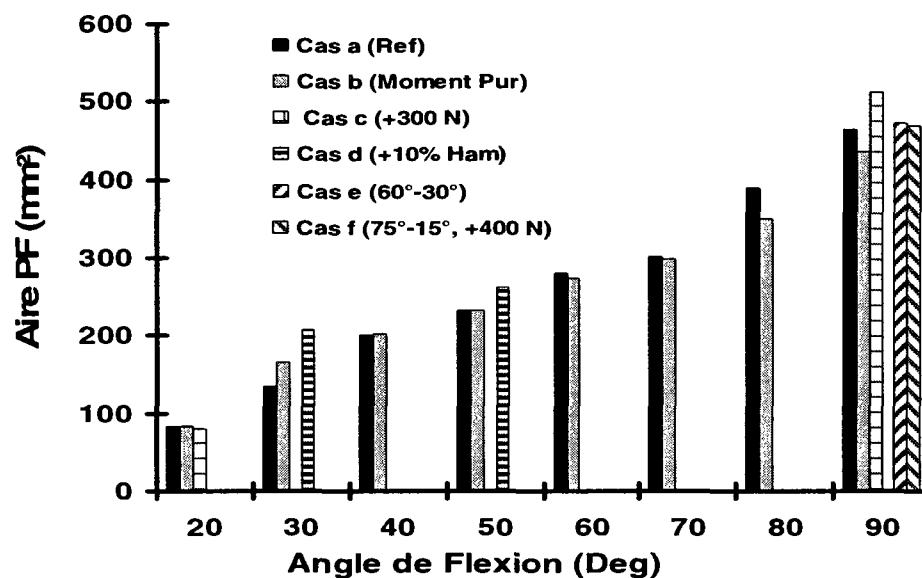


Figure. 4. 29: L'aire de contact patellofémoral (PF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

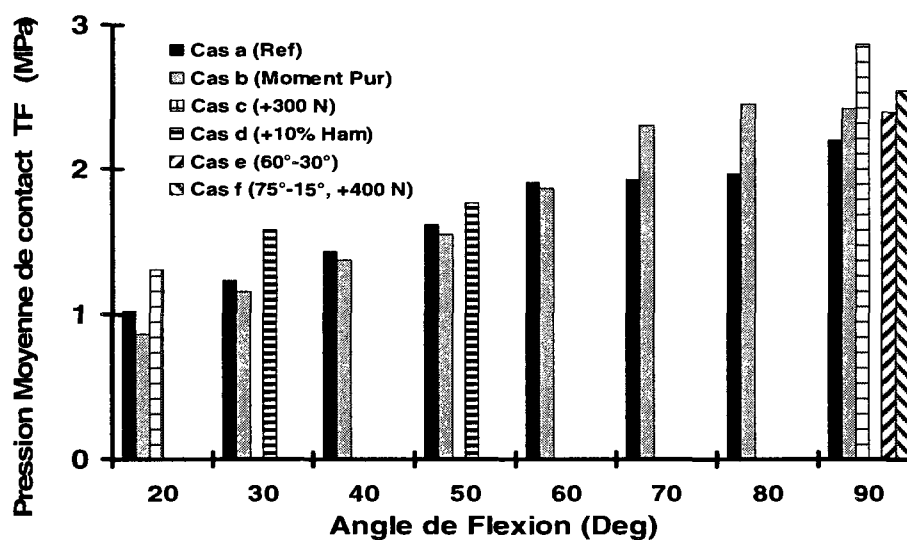


Figure. 4. 30: La pression moyenne de contact tibiofémoral (TF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

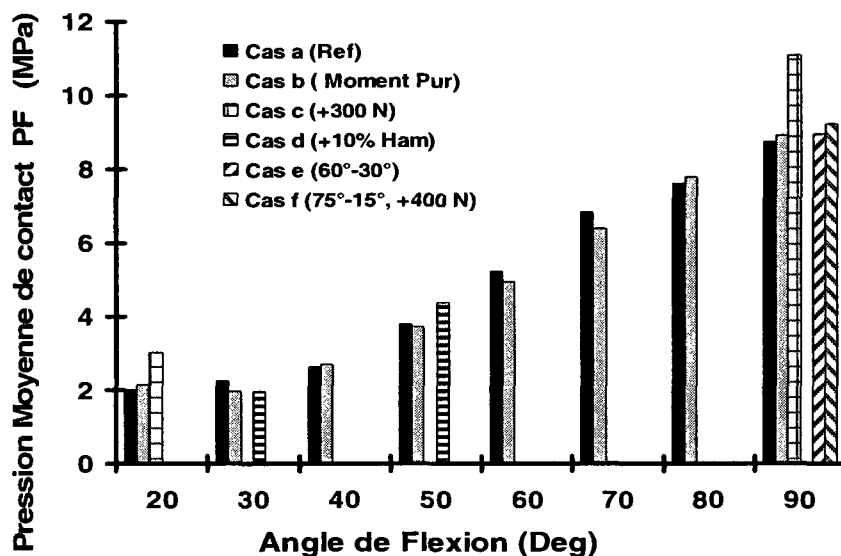


Figure. 4. 31: La pression moyenne de contact patellofémoral (PF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

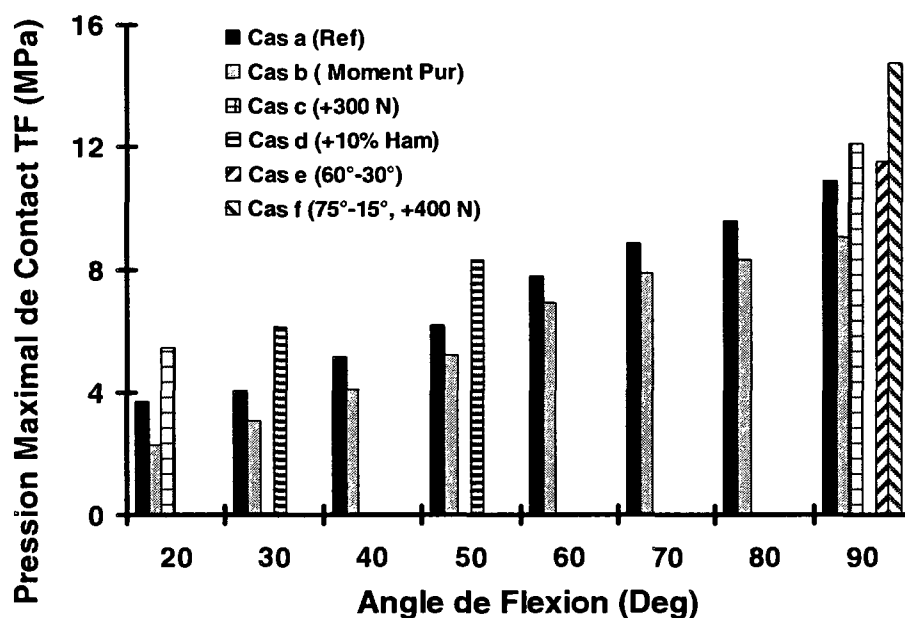


Figure. 4. 32: La pression maximale de contact tibiofémoral (TF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de Fig. 3.2 pour les détails).

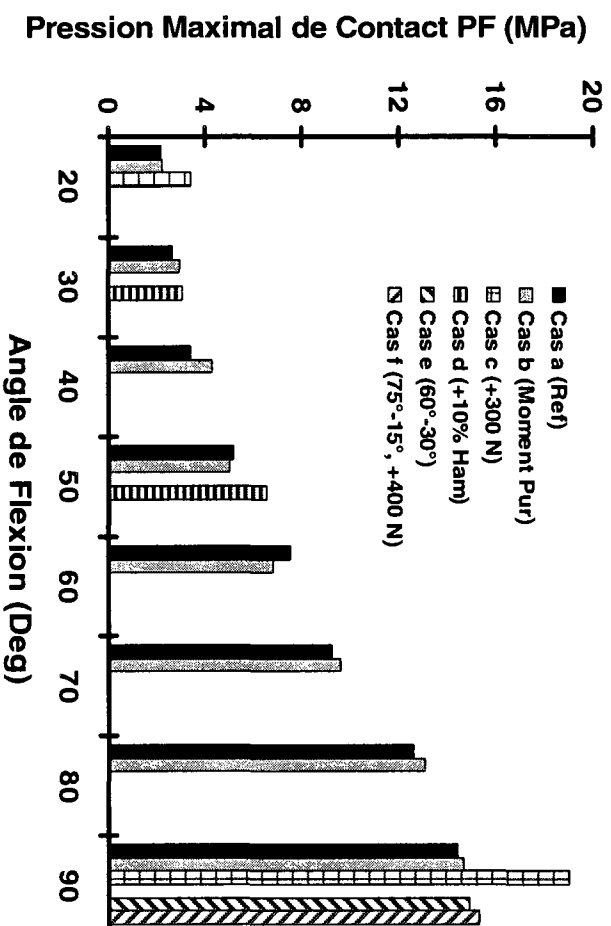


Figure. 4. 33: La pression maximale de contact patellofémoral (PF) calculées pour différents angles de flexions et différents cas de chargements (voir la légende de

Fig. 3.2 pour les détails).

Chapitre 5

Discussion

La réadaptation non-opérationnelle et post-opératoire aussi bien que les programmes de formation utilisent divers exercices pour reconstituer la fonction du joint tout en renforçant les muscles du quadriceps et *hamstring*. En l'absence des études complètes plus tôt des modélisations bien raffinées anatomiquement, ce travail a visé à calculer la réponse biomécanique de l'articulation du genou entière sous des exercices CKC *squat* utilisant un modèle numérique validé du joint du genou. De divers angles du joint et conditions de chargement avec et sans la co-activité de muscles du *hamstring* ont été simulés. Le modèle évalue la cinématique, les forces quadriceps et le tendon patellaire PT, le bras de levier effectif du muscle d'extenseur, les forces dans divers ligaments du joint aussi bien que les forces et aires de contact PF et TF. Les grandes valeurs des forces du contact et de pression au niveau du joint PF et TF qui ont été prévues indiquent le risque de dommages du cartilage articulaire dans des exercices *squat* particulièrement une fois exécutées à des grands angles de flexion et sous des poids dans les mains élevées.

5.1 Cinématique de joint du genou

Les translations calculées pour chaque structure osseuse ont été données à un nœud primaire et, par conséquent, n'import quelle choix d'un autre point va altérer les translations obtenues. Cependant l'emplacement de nœuds primaires n'a aucune influence sur les autres prédictions. En l'occurrence, en raison des rotations finies, un système de coordonnées du joint approprié a été choisi pour la présentation des rotations couplées tibial et patellaire pour le quel des systèmes des coordonnées locales convectives ont été définies (Grood et Suntay, 1983).

La cinématique du joint tibiofémoral est altérée substantiellement par le changement du mode de chargement (cas *b*), la charge additionnelle aux mains (cas *c*), l'activation du *hamstring* (cas *d*), et l'altération de l'orientation angulaire à 90° (cas *e* et *f*). Tel que, une translation postérieure, médiale et proximale et une rotation interne et valgus comptés de plus avec l'activation antagonique des muscles du *hamstring*, cette tendance d'augmentation de déplacement dans les directions citées précédemment favorise un chemin plus stable du joint tibiofémoral antérieurement, et qui va agir d'une manière positive sur les réponses ligamentaires. De même une augmentation de translation antérieure avec la charge additionnelle aux mains (cas *c*) et l'altération de orientation angulaires entre le fémur et le tibia à 90° (cas *e* et *f*). Une différence presque négligeable a été calculée avec la cinématique du joint patellofémoral pour différents cas d'analyse. Les résultats calculés sont en accord avec la littérature (More et *al.*, 1993 ; Singerman et *al.*, 1995).

5.2 Distribution de charge

Dans le cas de référence (cas *a*), sous l'action de 303.3 N comme une force de réaction au pied et avec une flexion du joint de 20° à 90°, les forces du quadriceps et de TP sont augmentées respectivement par ~13.3 et 5.4 fois la valeur initiale calculée à 20° en réponse à une augmentation 4.1 fois de la valeur initiale du moment au niveau du joint. Ces valeurs sont changées légèrement à ~12.6 et 5.5 fois la valeur initiale calculé en réponse à une multiplication identique de 4.1 du moment où la force de réaction au pied accroît dans le cas (*c*) de 303.3 N jusqu'à 453.3 N. Ceci indique que durant l'exercice du *squat*, l'augmentation relative de la force du quadriceps pendant la flexion du joint dépasse de loin les augmentations associées de force TP et le moment au niveau du joint. Les résultats de force du quadriceps sont en accord avec la littérature (Cohen et *al.*, 2001; Reilly et *al.*, 1972 ; Denham and Bishop, 1987; Shelburne et *al.*, 1997, 2002), et a suivi des tendances semblables à celles des autres

(Singerman et *al.*, 1999 ; More et *al.*,1993). La co-activité 10% antagonique du *hamstring* augmente substantiellement les forces du quadriceps et du TP.

Le ratio de la force du TP par rapport à la force du quadriceps est demeuré presque la même pour les différents cas mais a diminué de manière significative de 0.95 à 20° à 0.39 à 90°. Ceci confirme que le joint PF n'agit pas en tant que poulie (Ahmed et *al.*, 1983, 1987; Singerman, et *al.*,1999). Le bras de levier effectif d'extension diminue de ~51.7 mm à 38.7 mm dans le cas de référence (cas *a*) avec une flexion du joint de 20° à 90° (Fig. 4.15). La co-activité dans les muscles du *hamstring* a également diminué le bras de levier. La valeur du bras de levier a la même grandeur que celle de la littérature (Tsaopoulos et *al.*, 2006). La diminution citée précédemment du bras de levier est associée avec le décalage postérieure du contacte TF (Dennis et *al.*,2005, Scarvell et *al.*, 2005), et cela est dû principalement au changement de l'orientation de la force du TP avec la flexion (Draganich et *al.*, 1987). De plus, une observation au changement relatif de la force du quadriceps avec le moment au niveau du joint du genou c.-à-d. pour une augmentation du moment par 4 fois il ya une augmentation de la force du quadriceps par 13 fois sur la gamme de la flexion 20°-90° explique que la force du quadriceps perd sa capacité de contrebalancer le moment extenseur avec la flexion du joint. Ceci corrobore les résultats que le muscle du quadriceps est plus efficace aux angles de flexion faible contrairement au *hamstring* qui est plus efficace aux angles de flexion élevé (Mesfar et Shirazi-Adl., 2006a).

Dans le cas de référence (cas *a*), une force de LCA de 46 N calculée à 20° a diminuée jusqu'à 1 N à 50° (Fig. 4.16). La force dans le LCA dépend de la valeur et de l'orientation de la force du TP qui résulte une force antérieure sur le tibia à la pleine extension et une force postérieure à 90°. À 20° de flexion, une grande force du TP de 418N a été calculée au cas (*c*) sous un plus grand moment du joint et comparée avec 282 N au cas (*a*) (Fig. 4.13) augmente substantiellement la force de LCA de 46 N à 72 N (Fig. 4.16). L'effet crucial du chargement avec le

moment pur (cas *b*) par rapport aux cas réalistes restants dans lequel la force de réaction au pied est explicitement considérée, devient évidente dans le calcul de la force de LCA (Fig. 4.16). La force de réaction au pied peut être divisée en deux composantes agissant sur le tibia, un axial et l'autre postérieure. L'absence de ce dernier, la force postérieure tibiale durant la phase de flexion (cas *b*) était responsable d'une diminution substantielle de translation postérieure du tibia et, par conséquent, une augmentation radicale de la force de LCA qui atteint 140 N à 60°. La prédiction de 83 N de la force de LCA à 30° de flexion dans un chargement avec un moment pur sous une force de quadriceps de 411 N (Mesfar et Shirazi-Adl, 2005) était comparé avec une force beaucoup plus petite de LCA de 31 N sous une force plus importante du quadriceps de 482N calculé au cas (*a*) démontrerait l'effet crucial de la considération appropriée de la force de réaction au pied au lieu d'un chargement idéalisé du moment pur. Ces résultats confirment nos résultats antérieurs sur l'importance de la simulation réaliste dans le mode de chargement (Mesfar et Shirazi-ADL, 2006b). La force de LCA est en bon accord avec les résultats rapportés dans la littérature (Shelburne et *al.*, 1997, 2002 ; Toutoungi et *al.*, 2000). La co-activation antagonique des muscles du *hamstring* a sensiblement diminué la force de LCA à 30° de 31 N dans le cas de référence (cas *a*) à de 2 N au cas (*d*).

Parmi les points le plus apparaissant où le changement du mode de chargement induits une différence substantielle au niveau des résultats est les composantes des forces du contact tibiofémoral. L'absence d'une modélisation assez réelle avec une force de réaction définie précédemment a diminué la composante compressive qui représente 90% de la force totale du contact sur toute la gamme de flexion et augmente la composante postérieure en pleine flexion, mais influence légèrement la composante médiale-latérale. Une différence presque négligeable a été calculée au niveau des composantes de la force de contact patellofémoral dans les deux cas (*a*) et (*b*). Les résultats suivent une tendance similaire à celles des autres (Singerman et *al.*, 1999,1995).

La force totale du contact TF augmente avec la flexion du joint due principalement à la tendance similaire de la force du TP (Fig.4.26) atteignant les valeurs de crête de 2,7 et 4 le poids corporel à 90 ° dans les cas (a) et (c), respectivement. La considération de la force de réaction au pied, en comparant le cas (b) du moment pur au cas (a) de référence, également a eu comme conséquence une augmentation de la force de contact du joint TF. Cet effet, cependant, a diminué avec la flexion du joint due à la réduction relative de la composante axiale de la force de réaction. La force de réaction additionnelle au pied due aux poids tenus dans des mains et la co-activité antagonique des muscles du *hamstring* augmente de même la force de contact du joint TF pour tous les angles de flexion. La force calculée du contact TF est en accord avec des valeurs rapportées dans la littérature (Shelburne et al., 2002 ; Denham et Bishop, 1978 ; Escamilla et al., 2001 ; Smith et al., 2008 ; Toutoungi et al., 2000). La pression moyenne du contact TF, calculée comme le rapport de la force totale du contact sur l'air totale du contact a également suivi les mêmes tendances et a augmenté avec la flexion du joint (Fig. 4.30).

La force totale du contact PF, résultants de la force du quadriceps et la force TP. Largement augmentée avec la flexion atteignant des crêtes à 90° de 6.5 et 9.0 le poids corporels dans les cas (a) et (c), respectivement. La co-activité dans les muscles du *hamstring* et la charge additionnelle dans les mains a augmenté la force du contact PF à tous les angles de flexion. Ces prévisions sont en bon accord avec des valeurs dans la littérature (Cohen et al., 2001 ; Shelburne et al., 2002 ; Denham et Bisohp, 1978 ; Escamilla et al., 1998, 2001 ; Salem et al., 2001). La pression du contact PF a suivi les mêmes tendances atteignant des valeurs moyennes maximales de 8.7MPa et 11.1MPa aussi bien que des valeurs crête de pression maximale du contact PF est de 14.4MPa et 18.9MPa à 90° dans les cas (a) et (c), respectivement. Les pressions du contact maximaux prévus précédemment au joint PF sont notés pour s'approcher a des valeurs d'échec du

cartilage (Torzilli et *al.*, 1999) la suggestion que le cartilage PF soit vulnérable à l'échec dans des pratiques lourdes d'exercices du *squat* aux angles de flexion élevée.

5.2 Conclusion

L'estimation de petites forces de LCA et de LCP dans divers exercices de CKC-*squat* avec et sans charges dans les mains et la co-activité antagonique des muscles du *hamstring* préconisent l'utilisation des exercices du *squat* à tous les angles du joint et des charges externes additionnelles en périodes des dommages ou de reconstruction du ligament croisé. En revanche, des grandes contraintes de compression du contact, particulièrement au joint PF, qui approchent le seuil d'échec du cartilage font appel à une plus d'attention en évitant l'exercice du *squat* à des angles de flexion, à des moments du joint et à des poids dans les mains élevée. Dans une comparaison basée sur nos premiers résultats, l'utilisation des exercices de flexion (OKC) suite à une reconstruction ou dommages du LCP est recommandée seulement à de pleines extensions avec de petites forces résistantes, tandis que l'utilisation des exercices d'extension (OKC) suite à une reconstruction ou dommages de LCA devrait être évitée à pleine extension et aux forces résistantes importantes. Les résultats actuels sont utiles dans l'évaluation et la conception complètes des régimes d'exercice tenant compte des thérapies efficaces et des formations d'exercice impliquant le risque minimal à divers composantes.

Références

Aalbersberg S, Kingma I, Ronsky JL, Frayne R, van Dieën, JH. 2005. Orientation of tendons in vivo with active and passive knee muscles. *J. Biomech.* 38: 1780-1788.

Adams ME, Billingham MEJ, Muir H. The glycosaminoglycans in menisci in experimental and natural osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 1983;26:69–76.

Ahmed AM, Burke DL, Yu A. 1983. In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joint – Part II: Retropatellar surface. *J. Biomech. Eng., Trans. ASME* 105: 226-236.

Ahmed AM, Burke DL, Hyder A. 1987. Force analysis of the patellar Mechanism . *J. Orthop. Res.* 5: 69–85.

Andriacchi TP, Mikosz RP, 1991. Musculoskeletal dynamics, locomotion, and clinical applications. In: V.C. Mow and W.C. Hayes, Editors, *Basic Orthopedic Biomechanics*. New York, Raven Press, 51-92.

Akizuki S, Mow VC, Muller F, Pita JC, Howell DS, Manicourt DH. Tensile properties of human knee joint cartilage: I. Influence of ionic conditions, weight bearing, and fibrillation on the tensile modulus. *J Orthop Res.* 1986;4(4):379–92.

Andersen LL, Magnusson SP, Nielsen M, Haleem, J, Poulsen K, Aagaard P. 2006. Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation. *Phys. & Ther.* 86: 683-97.

Atkinson P, Atkinson T, Huang C, Doane R. 2000. A comparison of the mechanical and dimensional properties of the human medial and lateral patellofemoral ligaments. *Trans. 46th Ann. Meet. Orthop. Res. Soc., Orlando.* p. 776.

Bullough, P. G., Munuera, L., Murphy, J. and Weinstein, A. M. (1970). The strength of the menisci of the knee as it relates to their fine structure. *J. Bone J Surg.* 52.B(3), 564–570.

Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ. 1995. Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis. *The Knee* 2: 69-79.

Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC, Stankewich CJ, Renstrom PA, Nichols CE. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension. *The American Journal of Sports Medicine* ;25(6):823-29,1997.

Beynnon BD, Fleming BC, Johnson RJ, Nichols CE, Renstrom PA, Pope MH. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *The American Journal of Sports Medicine*,(1),24-34,1995.

Brand RA, Pedersen DR, Friederich JA. 1986. The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area, *Journal of Biomechanics*. 19: 589-596.

Broom ND, Marra DL (1986) Ultrastructural evidence for fibril-to-fibril associations in articular cartilage and their functional implication. *J Anat* 146, 185-200.

Butler DL, Kay MD, Stouffer DC. 1986. Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments, *J. Biomech.*, 19: 425-432.

Cahill, B. R. and E. H. Griffith. Effect of preseason conditioning on the incidence and severity of high school football knee injuries. *Am. J. Sports Med.*(6),180-4, 1978.

Chern, K. Y., Zhu, W. B., Kelly, M. A. and Mow, V. C. (1990) .Anisotropic shear properties of bovine meniscus. *Trans. Orthop. Res. So.* 15, 246.

Clarke, I. C. (1974). Articular cartilage: a review and scanning electron microscope study. II. The territorial fibrillar architecture. *J Anat*, 118(Pt 2), 261-280.

Cohen ZA, Roglic H, Grelsamer RP, Henry JH, Levine WN, Mow VC, Ateshian, GA. 2001. Patellofemoral stresses during open and closed kinetic chain

exercises. An analysis using computer simulation. *Am. J. Sports Med.* 29:480-487.

Denham R A, Bishop R E D. 1978. Mechanics of the knee and problems in reconstructive surgery. *Journal of Bone & Joint Surgery, British.* 60-B: 345-352.

De Leva P. 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J. Biomech.* 29: 1223-1230.

Dennis DA, Mahfouz MR, Komistek RD, Hoff W. 2005. In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics. *J. Biomech.* 38: 241-253.

Dillman, C. J., T. A. Muray, and R. A. Hintermeister. Biomechanical differences of open and closed chain exercises with respect to the shoulder. *J. Sport Rehabil.* 228-238 , 1994.

Donahue, T. L., Hull, M. L., Rashid, M. M., and Jacobs, C. R. (2002). A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact. *J Biomech Eng*, 124(3), 273-280.

Draganich LF, Vahey JW. 1990. An in vitro study of Anterior Cruciate Ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *J. Orthop. Res.* 8: 57-63.

Draganich LF, Andriacchi TP, Andersson GB. 1987. Interaction between intrinsic knee mechanics and the knee extensor mechanism. *J. Orthop. Res.* 5:539-547.

Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. 1998. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med & Sc. Sports & Exer.* 30: 556-569.

Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N ,Lander JE, Barrentine SW, Andrews JR, Bergemann BW, Moorman CT. 2001. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Med. Sci. Sports Exerc .* 33: 1552-1566.

Farinaccio. R. An experimental and numerical study of the mechanical response of the knee menisci. M. Eng. Thesis, McGill University. Favenesi. J. A.. Schaffer, J. C.a. (1989).

Favenesi. J. A.. Schaffer, J. C. and Mow, V. C. (1983). Biphasic mechanical properties of knee meniscus. *Trans. Orthop. Res. Soc.* 8. 57.

Fithian, D. C., Kelly. M. A. and Mow, V. C. (1990) Material properties and structure function relationships in the menisci. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 252, 19-31.

Fithian. D. C., Schmidt, M. B., Ratcliffe, A. and Mow. V. C. (1989) Human meniscus tensile properties: Regional variation and biochemical correlation. *Trans. Orthop. Res. Soc.* 14,205.

Fitzgerald GK. 1997. Open versus closed kinetic chain exercise: issues in rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstructive surgery. *Phys. & Ther.* 77: 1747- 1754.

Frank EH, Grodzinsky AJ, Phillips SL, Grimshaw PE. 1990. Physicochemical and bioelectrical determinants of cartilage material properties. in *Biomechanics of Diarthrodial Joints* p. 261. Springer-Verlag, New York, 1990.

Ingman AM, Ghosh P, Taylor TKF. Variation of collagenous and non-collagenous proteins of human knee joint menisci with age and degeneration. *Gerontology* 1974;20:212-223.

Guilherme Lotierso Fehr, Alberto Cliquet Junior, Ênio Walker Azevedo Cacho and João Batista de Miranda. Effectiveness of the open and closed kinetic chain exercises in the treatment of the patellofemoral pain syndrome. *Rev Bras Med Esporte*,(12),56-60, 2006.

Grood ES, Stowers SF, Noyes FR. Limits of movement in the human knee: effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *Journal of Bone and Joint Surgery*, (80) 88-97,1988.

Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR, Butler DL. Biomechanics of the knee-extension exercise. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 66 151: 725-34. 1984.

Henning CE, Lynch MA, Glick KR. 1985 .An in vivo strain gage study of elongation of the anterior cruciate ligament. *Am. J. Sports Med.*, 13: 22–26.

Hillman Sk. 2003. *Interactive Functional Anatomy*. Primal Pictures, London, UK .

Hungerford DS, Barry BS. Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clinical Orthopaedics*;(144):9-15 1979.

Hunter W. 1743. Of the structure and diseases of articulating cartilages. *Phil Trans* 42: 514-521

Klein, K. K. The deep squat exercise as utilized in weight training for athletics and its effect on the ligaments of the knee. *J. Assoc. Phys. Ment. Rehabil.*(15),6-11, 1961.

Kwak SD, Ahmad CS, Gardner TR, Grelsamer RP, Henry JH, Blankevoort L, Ateshian GA, Mow VC. 2000. Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern. *J. Orthop. Res.* 18:101-108.

Lieb, F. J. and J. Perry. Quadriceps function. An electromyographic study under isometric conditions. *J. Bone Joint Surg. Am.* (50)1535-1548, 1971.

Lutz GE, Palmitier RA, An KN, Chao EY. 1993. Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *J. Bone Joint Surg. Am.*75: 732-739.

Markolf KL , Bargar WL, Shoemaker SC , Amstutz HC. 1981. The role of joint load in knee stability. *Journal of Bone & Joint Surgery.* 63: 570–585.

Mesfar W , Shirazi-Adl A. 2005. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *The knee* 12: 424-434.

Mesfar W, Shirazi-Adl A. 2006a. Biomechanics of changes in ACL and PCL materials properties or prestrains in flexion under muscle force-implications in ligament reconstruction, *Comp. Meth. Biomech. Biomed. Eng.* 9: 201-209.

Mesfar W. and Shirazi-Adl A. 2006b. Knee joint mechanics under quadriceps hamstrings muscle forces are influenced by tibial restraint. *Clin. Biomech.* 21: 841-848.

Mesfar W, Shirazi-Adl A. 2008a. Computational biomechanics of knee joint in open-Kinetic chain extension exercises. *Comp. Meth. Biomech. Biomed. Eng.* 11: 55-61.

Mesfar W, Shirazi-Adl A. 2008b .Knee joint biomechanics in open-kinetic-chain flexion exercises. *Clinical Biomechanics.* 23: 477-482.

Mikkelsen, C. S. Werner, E. Eriksson. Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: a prospective matched follow-up study. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc* , 337-342,2000.

More RC, Karras BT, Neiman R, Fritschy D, Woo SL, Daniel DL. 1993. Hamstring-an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study, *Am. J. Sports Med.* 21: 231–237.

Mow, V. C., Kuei, S. C., Lai, W. M. and Armstrong, C. G. (1980). Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression. Theory and experiments. *I. Biomech. Engng* 102, 73-84.

Ohkoshi, Y., K. Yasuda, K. Kaneda, T. Wada, and M. Yamanaka. Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. *Am. J. Sports Med.* (6),605-11 1991.

Palmitier RA, An KN, Scott SG, Chao EY. 1991. Kinetic chain exercise in knee rehabilitation. *Sports Med.* 11, 402-413.

Perry MC, Morrissey MC, King JB, Morrissey D, Earnshaw P. 2005. Effects of closed versus open kinetic chain knee extensor resistance training on knee laxity and leg function in patients during the 8- to 14-week post-operative period after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg. Sports Traum. Arthr.* 13: 357-369.

Reilly DT, Martens M. 1972 .Experimental analysis of quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta. Orthop. Scand.* 43: 126–137.

Salem GJ, Salinas R, Harding FV. 2003. Bilateral kinematic and kinetic analysis of the squat exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 84: 1211-1216.

Salem GJ , Powers CM. 2001. Patellofemoral joint kinetics during squatting in collegiate women athletes. *Clinical Biomechanics* 16: 424-430.

Sakai N, Luo ZP, Rand JA, An KN. 1996. Quadriceps forces and patellar motion in the anatomical model of the patellofemoral joint. *Knee.* 3: 1-7.

Sawhney R, Dearwater S, Irrgang JJ, Fu FH. Quadriceps exercise following anterior cruciate ligament reconstruction without anterior tibial displacement. 1990.

Scarvell JM, Smith PN, Refshauge KM, Galloway H, Woods K. 2005. Comparison of kinematics in the healthy and ACL injured knee using MRI. *J. Biomech.* 38, 255-262.

Shelbourne KD, Nitz P. 1990. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 18: 292-299.

Shelburne KB, Pandy MG. 1997. A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions. *J. Biomech.* 30: 163-176.

Shelburne KB, Pandy MG. 2002. A dynamic model of the knee and lower limb for simulating rising movements. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 5: 149-159.

Shoemaker SC, Markolf KL. 1985. Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament-deficient knees. An in vitro study of the anterior cruciate and medial collateral ligaments. *J. Bone Joint Surg.* 67-A: 136-146.

Signorile, J. F, B. Weber, B. Roll, J. F. Caruso, I. Lowensteyn, and A. C. Perry. An electromyographical comparison of the squat and knee extension exercises. *J. Strength Condit. Res.*, (8), 173-183, 1994.

Singerman R, Berilla J, Archdeacon M, Peyser A. 1999. In vitro forces in the normal and cruciate-deficient knee during simulated squatting motion. *Journal of Biomechanical Engineering* .121: 234–242.

Singerman, J. Berilla, M. Archdeacon, and A. Peyser In Vitro Forces in the Normal and Cruciate-Deficient Knee During Simulated Squatting Motion .J. Biomech. Eng. April 1999 Volume 121, Issue 2, 234 (9 pages).

Skaggs. D. L. and Mow, V. C. (1990) Function of radial tie fibers in the meniscus. *Trans. Orthop. Res. Soc.* 15, 248.

Smith SM, Cockburn RA, Hemmerich A, Li RM, Wyss UP .2008. Tibiofemoral joint contact forces and knee kinematics during squatting. *Gait Posture*. 27 : 376-386.

Spilker, R.L. and Donzelli, P.S., A biphasic finite element model of the meniscus for stress-strain analysis, in *Knee Meniscus - Basic and Clinical Foundations*, V.C. Mow, S.P. Arnoczky, and D.W. Jackson, Editors. 1992, Raven Press: New York.

Stuart MJ, Meglan DA, Lutz GE, Growney ES, An KN. 1996. Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercise. *American Journal of Sports Medicine* 24:792–799.

Stäubli HU, Schatzmann L, Brunner P, Rincon L, Nolte LP. 1999. Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults. *Am. J. Sports Med.* 27: 27-34.

Steindler, A. *Kinesiology of the Human Body Under Normal and Pathological Conditions*. Springfield: Charles C. Thomas, 1955.

Steinkamp LA, Dillingham MF, Markel MD, Hill JA, Kaufman KR. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *The American Journal of Sports Medicine*; 21(3):438-44,1993.

Tissakht, M., and Ahmed, A. M. (1995). Tensile stress-strain characteristics of the human meniscal material. *J Biomech*, 28(4), 411-422.

Toutoungi DE, Lu TW, Leardini A, Catani F, O'Connor JJ. 2000. Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clinical Biomechanics* 15: 176-187.

Torzilli PA, Grigiene R, Borrelli J, Helfet DL. 1999. Effect of Impact Load on Articular Cartilage: Cell Metabolism and Viability, and Matrix Water Content. *Journal of Biomechanical Engineering*. 121:433-441.

Tsaopoulos DE, Baltzopoulos V, Maganaris CN. 2006. Human patellar tendon moment arm length: measurement considerations and clinical implications for joint loading assessment. *Clin. Biomech.* 21:657–667.

Uezaki, N., Kobayashi, A. and Matsushige, K. (1976). The viscoelastic properties of the human semilunar cartilage. *J. Biomechanics* 12, 65-73.

Wilk KE. 1994. Rehabilitation of isolated and combined posterior cruciate ligament injuries. *Clin. Sports Med.* 13, 649-677.

Whipple R., Wirth, C. R. and Mow, V. C. (1984). Mechanical properties of the meniscus. In *ASME Advances in Bioengineering* (Edited by Spilker R. L.), pp. 32- 33. New York.

Whipple, R. R., Wirth, C. R. and Mow, V. C. (1985). Anisotropic and zonal variations in the tensile properties of the meniscus. *Trans. Orthop. Rex Sot.* 10, 361.

Witvrouw E, Danneels L, Van Tiggelen D, Willems TM, Cambier D. 2004. Open versus closed kinetic chain exercises in patellofemoral pain: a 5-year prospective randomized study. *Am. J. Sports. Med.* 32:1122-1130.

Wretenberg, P., Y. Feng, F. Lindberg, and U. P. Arborelius. Joint moments of force and Quadriceps activity during squatting exercise. *Scand. J. Med. Sci. Sports*,(3),244-250, 1993.

Yack, H. J., C. E. Collins, and T. J. Whieldon. Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am. J. Sports Med.* 21:49-54, 1993.

Yack HJ, Riley LM, Whieldon TR. Anterior tibial translation during progressive loading of the acld deficient knee during weight-bearing and

nonweight-bearing isometric exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therap*, (5), 247-53, 1994.

Yasuda, K., Sasaki, T.. Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. The force exerted on the tibia by the separate isometric contractions of the quadriceps or the hamstrings. *Clin. Orthop.* 220, 275-283, 1987.

Annexe

PhD. Wissal Mesfar. 2005

A.1 Méthode de calcul des angles d'Euler

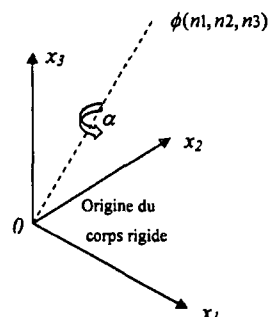
Soit θ_{xi} les valeurs des rotations dans le système de coordonnées globales et θ_i celles de l'angle d'Euler. Afin de trouver ces dernières en fonction des angles θ_{xi} , il faut chercher une relation entre les deux angles.

Les angles de rotation dans le système de coordonnées globales sont donnés dans notre cas par le logiciel ABAQUS. Ces angles sont régis par les équations suivantes (Spencer, 1980) exprimant les translations en fonction des rotations. Dans ce système c'est le corps rigide qui se déplace dans le système de coordonnée fixe (global).

$$\begin{Bmatrix} \theta_{x1} \\ \theta_{x2} \\ \theta_{x3} \end{Bmatrix} = \alpha \begin{Bmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \end{Bmatrix} \text{ avec } \alpha = \sqrt{\theta_{x1}^2 + \theta_{x2}^2 + \theta_{x3}^2} \text{ et } n_i \text{ sont les cosinus directeurs de l'angle de}$$

rotation α par rapport à l'axe de rotation ϕ .

$$\text{On a donc : } \begin{cases} n_1 = \theta_{x1} / \alpha \\ n_2 = \theta_{x2} / \alpha \\ n_3 = \theta_{x3} / \alpha \end{cases} \text{ avec } n_1^2 + n_2^2 + n_3^2 = 1$$



$$(1) \quad \begin{Bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{Bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} \cos\alpha + (1-\cos\alpha)n_1^2 & -n_3 \sin\alpha + (1-\cos\alpha)n_1 n_2 & n_2 \sin\alpha + (1-\cos\alpha)n_1 n_3 \\ n_3 \sin\alpha + (1-\cos\alpha)n_1 n_2 & \cos\alpha + (1-\cos\alpha)n_2^2 & -n_1 \sin\alpha + (1-\cos\alpha)n_2 n_3 \\ -n_2 \sin\alpha + (1-\cos\alpha)n_1 n_3 & n_1 \sin\alpha + (1-\cos\alpha)n_2 n_3 & \cos\alpha + (1-\cos\alpha)n_3^2 \end{bmatrix}}_{[M]} \begin{Bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} u_0 \\ v_0 \\ w_0 \end{Bmatrix}$$

[M]

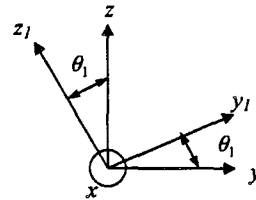
Afin d'avoir le même état final du corps rigide dans un système de coordonnées global en utilisant les angles d'Euler, on a choisie la séquence suivante pour la formulation de la matrice de transformation $\theta_{r-f} - \theta_{v-v} - \theta_{i-e}$ (extension-flexion)-(varus-valgus)-(interne-externe).

Soit $\{v\} = \begin{Bmatrix} x \\ y \\ z \end{Bmatrix}$ les coordonnées d'un corps rigide dans le système d'axe $\begin{Bmatrix} x \\ y \\ z \end{Bmatrix}$

Le développement des équations qui nous permette de trouver la relation matricielle consiste à appliquer les rotations finies dans l'ordre séquentiel ainsi définis $\theta_{r-f} - \theta_{v-v} - \theta_{i-e}$. Dans ce cas, le corps rigide est fixe par contre c'est le repère qui subit les rotations.

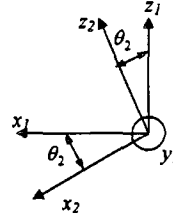
1- rotation autour de l'axe x $\theta_{r-f} = \theta_1$

$$\{v_1\} = \begin{Bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_1 & \sin\theta_1 \\ 0 & -\sin\theta_1 & \cos\theta_1 \end{bmatrix} \{v\} = [T_1] \{v\}$$



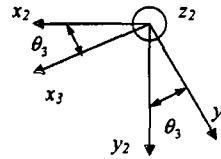
2- rotation autour de l'axe y_1 $\theta_{1 \rightarrow 2} = \theta_2$

$$\begin{Bmatrix} v_2 \\ v_2 \\ v_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & 0 & -\sin \theta_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_2 & 0 & \cos \theta_2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} v_1 \\ v_1 \\ v_1 \end{Bmatrix} = [T_2] \{v_1\}$$



3- rotation autour de l'axe z_2 $\theta_{2 \rightarrow 3} = \theta_3$

$$\begin{Bmatrix} v_3 \\ v_3 \\ v_3 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & \sin \theta_3 & 0 \\ -\sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} v_2 \\ v_2 \\ v_2 \end{Bmatrix} = [T_3] \{v_2\}$$



D'après les équations précédentes, l'état final exprimé en fonction de l'état initial :

$$\{v_3\} = [T_3][T_2][T_1]\{v_1\} = [T(\theta_1, \theta_2, \theta_3)]\{v_1\}$$

Les coordonnées $\{v\}$ du corps rigide dans le système d'axe final sont égal alors à :

$$\{v\} = [T_1]^T [T_2]^T [T_3]^T \{v_3\} = [T(\theta_1, \theta_2, \theta_3)]^T \{v_3\} \quad (2)$$

Le calcul de la matrice de transformation totale $[T(\theta_1, \theta_2, \theta_3)]^T$ donne :

$$[T(\theta_1, \theta_2, \theta_3)]^T = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 \cos \theta_3 & -\cos \theta_2 \sin \theta_3 & \sin \theta_2 \\ \sin \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3 + \cos \theta_1 \sin \theta_3 & -\sin \theta_1 \sin \theta_2 \sin \theta_3 + \cos \theta_1 \cos \theta_3 & -\cos \theta_2 \sin \theta_1 \\ -\cos \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3 + \sin \theta_1 \sin \theta_3 & \cos \theta_1 \sin \theta_2 \sin \theta_3 + \sin \theta_1 \cos \theta_3 & \cos \theta_1 \cos \theta_2 \end{bmatrix}$$

Pour que les deux transformations soient équivalentes, il faut que les angles de rotations des systèmes d'axe soit dans l'ordre inverse que celui du corps rigide. Ceci

revient à mettre l'égalité entre la matrice M et la matrice T^T . Il est à noter que c'est plus facile de percevoir cette équivalence dans le cas où le mouvement est en 2D.

Une fois qu'on établit l'égalité entre les termes de la matrice M et de la matrice T^T , la solution à ce problème est alors donnée comme suit :

$$\theta_2 = \text{Arcsin}(M_{13})$$

$$\theta_3 = \text{Arcsin}(-M_{12} / \cos \theta_2)$$

$$\theta_1 = \text{Arc cos}(M_{33} / \cos \theta_2) * \frac{M_{23}}{|M_{23}|} * (-1)$$

À titre de vérification, nous avons calculé toutes les termes des deux matrices après avoir trouvé la solution et les résultats trouvés sont exactement pareils prouvant ainsi l'unicité de la solution.